

Aus der Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Andreas H. Mahnken

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**Vergleich der Bildqualität von CT-Topogrammen unterschiedlicher  
CT-Röhrenspannung sowie nach Rekonstruktion  
mit verschiedenen Rekonstruktionskernels**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Jens Hartnack aus Bonn

Marburg, 2020

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:

24.08.2020

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr Prof. Dr. A. H. Mahnken

1. Korreferent: Frau Prof. Dr. S. Knake

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit und Verständlichkeit wird in dieser Arbeit bei geschlechterspezifischen Wörtern lediglich die männliche Form stellvertretend verwendet. Es sind aber zu jeder Zeit, sofern nicht anders benannt, beide Geschlechter damit gemeint.

## Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis .....	7
Abbildungsverzeichnis .....	8
Tabellenverzeichnis .....	10
1 Einleitung.....	13
1.1 Verwendung von Topogrammen im klinischen Alltag.....	13
1.2 Erstellung von Topogrammen.....	14
1.3 Parameter mit Einfluss auf die Bildqualität .....	15
1.4 Anwendungsgebiete von Topogrammen und diagnostischer Nutzen.....	18
1.5 Ziel der Studie.....	19
2 Material und Methoden .....	20
2.1 Studiendesign.....	20
2.2 Akquise der Topogramme.....	20
2.2.1 XACB_RAW-Dateien .....	20
2.2.2 DICOM-Dateien .....	22
2.3 Verblindung der Dateinamen .....	23
2.4 Erstellen einer Datenbank .....	24
2.5 Erstellung eines Scores .....	24
2.6 Scoring .....	32
2.7 Bereinigung der Daten .....	34
2.8 statistische Auswertung .....	35
3 Ergebnisbeschreibung.....	40
3.1 Patientenkollektiv und Ausschlusskriterien .....	40
3.2 Datenkollektiv.....	42
3.3 statistische Auswertung .....	43
3.3.1 Überprüfung der Normalverteilung.....	43
3.3.2 Bewertung der Bildqualität bei Topogrammen der Abdomen-Region .43	
3.3.2.1 Einfluss der Röhrenspannung auf die Bildqualität.....	47
3.3.2.2 Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität .....	49
3.3.3 Bewertung der Bildqualität bei Topogrammen der Thorax-Region.....	52
3.3.3.1 Einfluss der Röhrenspannung auf die Bildqualität.....	58
3.3.3.2 Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität .....	61
3.3.4 Bewertung der Bildqualität bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	63

3.3.4.1	Einfluss der Röhrenspannung auf die Bildqualität.....	71
3.3.4.2	Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität .....	74
3.3.5	Überprüfung der Korrelation zwischen den Scores.....	77
3.3.5.1	Topogramme der Abdomen-Region.....	78
3.3.5.2	Topogramme der Thorax-Region.....	81
3.3.5.3	Topogramme der Thorax/Abdomen-Region.....	84
3.3.5.4	Überprüfung der Korrelation von Score 1_1 mit 1_2 für die drei untersuchten Körperregionen .....	88
3.3.5.5	Bewertung der untersuchten Korrelationen.....	90
3.4	Bewertung der Abgrenzbarkeit der Untersuchungsregion.....	91
3.5	Bewertung der Darstellungsqualität der Fremdkörper.....	91
3.5.1	Überprüfung der Korrelation mit den Scores zur Messung der Bildqualität .....	95
3.6	Bewertung der Darstellungsqualität der durch die CT festgestellten Befunde .....	100
3.6.1	Überprüfung der Korrelation zwischen den Score-Werten für die Bewertung der Darstellungsqualität der durch die CT festgestellten Befunde und den Scores zur Messung der Bildqualität.....	102
3.7	Einfluss der Stromstärke auf die Bildqualität .....	105
3.8	Inter-observer Variabilität.....	108
3.8.1	Vergleich des Scorings von Topogrammen der Abdomen-Region.....	109
3.8.1.1	Vergleich des Scorings der identischen Bilddateien .....	109
3.8.1.2	Vergleich des Gesamt-Scorings und des Zweit-Scorings .....	109
3.8.2	Vergleich des Scorings von Topogrammen der Thorax-Region.....	110
3.8.2.1	Vergleich des Scorings der identischen Bilddateien .....	110
3.8.2.2	Vergleich des Gesamt-Scorings und des Zweit-Scorings .....	110
3.8.3	Vergleich des Scorings von Topogrammen der Thorax-Abdomen- Region.....	111
3.8.3.1	Vergleich des Scorings der identischen Bilddateien .....	111
3.8.3.2	Vergleich des Gesamt-Scorings und des Zweit-Scorings .....	111
3.8.4	Korrelation der Ergebnisse des Erst- und des Zweit-Scorings .....	111
4	Diskussion .....	112
4.1	Ziel der Studie.....	112
4.2	Relevanz von Topogrammen und mögliche Anwendungsgebiete.....	112
4.3	Auswertung der Bildqualität .....	122
4.3.1	Diskussion der Score-Parameter der Abdomen-Region.....	122

4.3.2	Auswertung der Bildqualität von Topogrammen der Abdomen-Region.....	123
4.3.3	Diskussion der Score-Parameter der Thorax-Region .....	123
4.3.4	Auswertung der Bildqualität von Topogrammen der Thorax-Region.	124
4.3.5	Diskussion der Score-Parameter der Thorax/Abdomen-Region .....	125
4.3.6	Auswertung der Bildqualität von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	125
4.3.7	Bewertung der Scoring-Ergebnisse .....	126
4.3.8	Inter-observer-Variabilität .....	130
4.4	Auswertung der Darstellungsqualität der Fremdkörper.....	132
4.5	Auswertung der Darstellungsqualität der durch die CT festgestellten Befunde .....	133
4.6	Limitierungen der Studie .....	134
5	Zusammenfassung .....	136
6	Abstract.....	138
7	Anhang.....	149

## Abkürzungsverzeichnis

ca.	circa
mm	Millimeter
kV	Kilovolt
mA	Milliampere
mAs	Milliamperesekunden
MB	Megabyte
et al.	et alii, et aliae, at alia
s.o.	siehe oben
s.u.	siehe unten
CT	Computertomographie
BMI	Body-Mass-Index
FOV	field of view
SQL	Structured Query Language
MTF	Modulations-Transfer-Funktion
MPR	multiplanare Reformatierung
ROI	region of interest

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: ein Topogramm der Thorax-Region .....	13
Abbildung 2: Übersicht über die Datenstruktur .....	32
Abbildung 3: ein von Score 2_1 exkludiertes Topogramm .....	41
Abbildung 4: ein von Score 2_1 und 2_2 exkludiertes Topogramm.....	41
Abbildung 5: ein von Score 2 exkludiertes Topogramm .....	41
Abbildung 6: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_1 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung .....	48
Abbildung 7: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_2 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung .....	48
Abbildung 8: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_1 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung .....	49
Abbildung 9: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_2 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung .....	49
Abbildung 10: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_3 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung .....	49
Abbildung 11: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_1 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels.....	50
Abbildung 12: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_2 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels .....	50
Abbildung 13: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_1 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels.....	51
Abbildung 14: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_2 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels.....	51
Abbildung 15: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_3 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels.....	52
Abbildung 16: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_1 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung .....	59
Abbildung 17: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_2 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung .....	59
Abbildung 18: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_1 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung .....	60
Abbildung 19: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_2 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung .....	60
Abbildung 20: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_3 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung .....	60
Abbildung 21: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_1 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Kernels.....	61
Abbildung 22: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_2 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Kernels.....	61
Abbildung 23: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_1 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Kernels.....	62
Abbildung 24: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_2 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Kernels.....	62
Abbildung 25: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_3 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Kernels.....	62
Abbildung 26: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_1 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung.....	72
Abbildung 27: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_2 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung.....	72



Abbildung 29: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_2 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung.....	73
Abbildung 28: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_1 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung.....	73
Abbildung 30: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_3 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung.....	74
Abbildung 31: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_4 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung.....	74
Abbildung 33: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_2 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels .....	75
Abbildung 32: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1_1 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels .....	75
Abbildung 34: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_1 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels .....	76
Abbildung 35: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_2 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels .....	76
Abbildung 37: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_4 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels .....	76
Abbildung 36: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2_3 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels .....	76

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Score 2_1 für Topogramme der Abdomen-Region.....	27
Tabelle 2: Score 2_2 für Topogramme der Abdomen-Region.....	27
Tabelle 3: Score 2_3 für Topogramme der Abdomen-Region.....	27
Tabelle 4: Score 2_1 für Topogramme der Thorax-Region.....	28
Tabelle 5: Score 2_2 für Topogramme der Thorax-Region.....	28
Tabelle 6: Score 2_3 für Topogramme der Thorax-Region.....	28
Tabelle 7: Score 2_1 für Topogramme der Thorax/Abdomen-Region .....	29
Tabelle 8: Score 2_2 für Topogramme der Thorax/Abdomen-Region .....	29
Tabelle 9: Score 2_3 für Topogramme der Thorax/Abdomen-Region .....	29
Tabelle 10: Score 2_4 für Topogramme der Thorax/Abdomen-Region.....	29
Tabelle 11: Übersicht über die verwendeten XACB_RAW-Dateien .....	42
Tabelle 12: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Abdomen-Region.....	43
Tabelle 13: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 1_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....	44
Tabelle 14: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 1_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....	45
Tabelle 15: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....	46
Tabelle 16: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 2_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....	46
Tabelle 17: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Abdomen-Region aufgeteilt nach Spannung ....	47
Tabelle 18: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Abdomen-Region aufgeteilt nach Kernels .....	50
Tabelle 19: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax-Region .....	52
Tabelle 20: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 1_1 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	53
Tabelle 21: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 1_1 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	54
Tabelle 22: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 1_2 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	55
Tabelle 23: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2_1 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	55
Tabelle 24: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 2_1 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	56
Tabelle 25: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2_3 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	57
Tabelle 26: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 2_3 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	57
Tabelle 27: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax-Region aufgeteilt nach Spannung .....	58
Tabelle 28: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax-Region aufgeteilt nach Kernels.....	61
Tabelle 29: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region.....	63
Tabelle 30: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 1_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	64
Tabelle 31: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 1_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	65
Tabelle 32: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 1_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	65
Tabelle 33: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 1_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	66
Tabelle 34: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	66

Tabelle 35: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 2_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	67
Tabelle 36: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	68
Tabelle 37: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 2_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	68
Tabelle 38: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	69
Tabelle 39: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	70
Tabelle 40: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region aufgeteilt nach Spannung .....	71
Tabelle 41: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region aufgeteilt nach Kernels .....	74
Tabelle 42: Übersicht über die überprüften Korrelationen bei Topogrammen der Abdomen-Region...	78
Tabelle 43: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_1 und 2_1 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....	79
Tabelle 44: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_1 und 2_3 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....	79
Tabelle 45: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_2 und 2_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....	80
Tabelle 46: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2_1 und 2_3 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....	80
Tabelle 47: Übersicht über die überprüften Korrelationen bei Topogrammen der Thorax-Region.....	81
Tabelle 48: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_1 und 2_1 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	82
Tabelle 49: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_2 und 2_2 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	82
Tabelle 50: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_2 und 2_3 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	83
Tabelle 51: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2_2 und 2_3 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	83
Tabelle 52: Übersicht über die überprüften Korrelationen bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region .....	84
Tabelle 53: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_1 und 2_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	85
Tabelle 54: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_2 und 2_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	85
Tabelle 55: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_2 und 2_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	86
Tabelle 56: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_2 und 2_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	86
Tabelle 57: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2_2 und 2_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	87
Tabelle 58: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2_2 und 2_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	87
Tabelle 59: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2_3 und 2_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....	88
Tabelle 60: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_1 und 1_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....	89
Tabelle 61: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_1 und 1_2 bei Topogrammen der Thorax-Region .....	89

<i>Tabelle 62: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_1 und 1_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....</i>	<i>90</i>
<i>Tabelle 63: Bewertung der Darstellungsqualität der Fremdkörper .....</i>	<i>91-92</i>
<i>Tabelle 64: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_2 und 4_3 bei allen Topogrammen.....</i>	<i>96</i>
<i>Tabelle 65: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_1 und 4_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....</i>	<i>97</i>
<i>Tabelle 66: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1_2 und 4_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....</i>	<i>97</i>
<i>Tabelle 67: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2_1 und 4_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....</i>	<i>98</i>
<i>Tabelle 68: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2_2 und 4_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....</i>	<i>98</i>
<i>Tabelle 69: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2_3 und 4_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....</i>	<i>99</i>
<i>Tabelle 70: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2_4 und 4_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....</i>	<i>99</i>
<i>Tabelle 71: Score zur Bewertung der Sichtbarkeit der durch die korrespondierende CT-Untersuchung festgestellten Befunde auf den Topogrammen.....</i>	<i>100</i>
<i>Tabelle 72: Bewertung der Darstellungsqualität der CT-Befunde auf den Topogrammen .....</i>	<i>101</i>
<i>Tabelle 73: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für den Score zur Sichtbarkeit der CT-Befunde und Score 1_1 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....</i>	<i>103</i>
<i>Tabelle 74: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für den Score zur Sichtbarkeit der CT-Befunde und Score 1_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....</i>	<i>104</i>
<i>Tabelle 75: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für den Score zur Sichtbarkeit der CT-Befunde und Score 2_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....</i>	<i>105</i>
<i>Tabelle 76: Numerische Verteilung der verwendeten Stromstärke .....</i>	<i>105</i>
<i>Tabelle 77: Einfluss der Stromstärke auf die Score-Parameter der Abdomen-Region.....</i>	<i>106</i>
<i>Tabelle 78: paarweise Vergleiche der verschiedenen Stromstärken für den Likert-Score bei Topogrammen der Abdomen-Region .....</i>	<i>106</i>
<i>Tabelle 79: paarweise Vergleiche der verschiedenen Stromstärken für Score 1_1 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....</i>	<i>107</i>
<i>Tabelle 80: paarweise Vergleiche der verschiedenen Stromstärken für Score 2_1 bei Topogrammen der Abdomen-Region.....</i>	<i>107</i>
<i>Tabelle 81: paarweise Vergleiche der verschiedenen Stromstärken für den Score 2_3 bei Topogrammen der Abdomen-Region .....</i>	<i>108</i>
<i>Tabelle 82: Vergleich des Scorings von Topogrammen der Abdomen-Region .....</i>	<i>109</i>
<i>Tabelle 83: Vergleich des Scorings von Topogrammen der Thorax-Region .....</i>	<i>110</i>
<i>Tabelle 84: Vergleich des Scorings von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region.....</i>	<i>111</i>

# 1 Einleitung

## 1.1 Verwendung von Topogrammen im klinischen Alltag

Die CT-Untersuchung hat seit ihrer Etablierung in den 1970er Jahren enorm an Bedeutung gewonnen und ist in einer modernen radiologischen Abteilung unverzichtbar.

Im Gegensatz zu den dabei in drei Ebenen rekonstruierten Aufnahmen werden den vorab aufgezeichneten, sogenannten Topogrammen, weitaus weniger Aufmerksamkeit zuteil. Topogramme werden synonym auch als Scout-View, Scanogram, Scout Image, Scout Film oder Pilot Scan bezeichnet.

Diese im klinischen Alltag vorrangig als Übersichtsaufnahmen genutzten, zweidimensionalen Aufnahmen werden im Rahmen einer jeden CT-Untersuchung erstellt.



*Abbildung 1: ein Topogramm der Thorax-Region*

Auf dem zweidimensionalen Topogramm werden anschließend mithilfe eines Programms zwei Grenzlinien definiert, welche die von der im Folgenden durchgeführten CT aufgezeichnete Region definieren.

## 1.2 Erstellung von Topogrammen

Ein CT-Gerät besteht aus einer Liege, deren Position elektro-mechanisch verstellt werden kann, und der sogenannten Gantry, welche wiederum eine Röntgenröhre und ein direkt gegenüberliegendes Detektorsystem beinhaltet. Bei konventionellen CT-Untersuchungen rotiert die Gantry kontinuierlich um die Liege beziehungsweise den Patienten herum. Während der Rotation werden kontinuierlich Röntgenstrahlen emittiert, welche die zu untersuchenden Areale durchdringen und durch das gegenüberliegende Detektorsystem erfasst werden. Je nach Dichte des Gewebes erfolgt eine unterschiedliche Absorption der Strahlung. Während der Rotation um den Patienten werden also unterschiedliche Absorptionsprofile vom Detektorsystem registriert und gemessen. Durch Berechnungen des an das Gerät angeschlossenen Computers können so Dichteunterschiede berechnet und dargestellt werden.

Im Gegensatz zu konventionellen CT-Untersuchungen rotiert die Gantry bei der Aufnahme eines Topogramms nicht, die Röntgenröhre wird hier oberhalb, unterhalb oder seitlich des Patienten platziert. Der Detektor befindet sich jeweils gegenüber der Strahlenquelle. Während die Fächerstrahlung emittiert wird, wird der Tisch, auf dem der Patient liegt, mit einer Geschwindigkeit von etwa 100 mm/s in axialer Richtung durch das Röhre-Detektor-System bewegt. Somit bewegt sich lediglich der Patient auf der Liege durch den Strahlengang hindurch, die Strahlenquelle bleibt in einer Position fixiert.

Eine alternative Methode zur Aufzeichnung von CT-Topogrammen besteht in der Aufzeichnung von sogenannten Spiral-Topogrammen. Im Unterschied zu dem oben beschriebenen Ablauf wird die Rotation der Gantry nicht gestoppt. Dies ist mit einer Zeitersparnis von etwa 30-40 Sekunden verbunden, da auf den entsprechenden Abbremsprozess verzichtet werden kann. Aufgrund der weiterhin bestehenden Rotation ist es erforderlich, die Röntgenquelle in einem gepulsten Modus zu betreiben, sodass die Röntgenquelle nur in einer bestimmten Position Röntgenstrahlung emittiert. Die zeitliche Koordination stellt jedoch eine große

Herausforderung dar, sodass zumeist auch dann Strahlung emittiert wird, wenn die für die gewünschte Projektionsebene exakte Position noch nicht oder nicht mehr erreicht ist. Somit muss mit einer vergleichsweise höheren Strahlenexposition gerechnet werden. (1)

Der Detektor, welcher der Röntgenröhre gegenüber liegt und die eintreffende Strahlung registriert, besteht aus sogenannten Zeilen und Kanälen. Die Zeilen sind längs ausgerichtet, die Kanäle hingegen quer. Wie viele der je nach Modell möglichen Zeilen (gegenwärtig ca. 4-320 Zeilen) belichtet werden, kann eingestellt werden. Man spricht hierbei von Kollimation, bei der die Anzahl und die Breite der Zeilen (in mm) bei der Aufnahme mit angegeben werden muss. In den meisten Fällen wird bei einem Topogramm eine relativ kleine Kollimation (zum Beispiel 6 x 0.6 mm) gewählt, um Kegelstrahlartefakte, Overbeaming und Streustrahlartefakte zu vermeiden. Abhängig von der Anzahl der belichteten Zeilen und ihrer jeweiligen Breite entsteht während der Bewegung des Patienten durch den Strahlengang eine Vielzahl von Absorptionsprofilen entlang des Patienten. Diese Absorptionsprofile bilden aufgrund der kontinuierlichen Dauerstrahlen der Röntgenröhre und der Bewegung des Tisches sich überlappende Teile der Untersuchungsregion ab. Mit Hilfe eines an das CT-Gerät angeschlossenen Computers werden diese Absorptionsprofile aneinandergefügt. Hierbei entsteht die Rohdatei des Topogramms.

### 1.3 Parameter mit Einfluss auf die Bildqualität

Für eine optimale Bildqualität sind einerseits die Reduktion des unvermeidbar auftretenden Bildrauschens und andererseits die Optimierung der Kontrastierung entscheidend.

Als Bildrauschen werden Störsignale bezeichnet, welche die Wahrnehmung der relevanten Bildinformationen stören. Diese entstehen unter anderem aufgrund von Streustrahlung und sind insbesondere für Kontrast-arme Bildbereiche relevant, in welchen ohnehin eine relativ schlechte Abgrenzbarkeit der anatomischen Strukturen vorliegt.

Durch Dichteunterschiede der abgebildeten Strukturen wird in unterschiedlichen Lokalisationen ein unterschiedlicher Anteil der applizierten Dosis absorbiert. Die somit abgebildeten Dichteunterschiede werden als Kontrast bezeichnet. Bei hohem Kontrast ist die Abgrenzung unterschiedlicher Strukturen erleichtert.

Es gibt verschiedene Parameter, welche Einfluss auf das Bildrauschen und den Kontrast nehmen, insbesondere sind hierbei Rekonstruktionskernels, die Röhrenspannung und die Röhrenstromstärke zu nennen.

Die speziell auf Topogramme ausgelegten Rekonstruktionskernels werden im Anschluss an die Aufzeichnung auf die Rohdatei angewendet. Rekonstruktionskernels können vereinfachend als Glättungsfilter verstanden werden, bei denen durch den Prozess der Faltung jedes Pixel des Topogramms mit einem oder mehreren benachbarten Pixeln in Kanalrichtung, also von links nach rechts, und in Längsrichtung gewichtet summiert wird.

Optisch resultiert ein Glättungseffekt. Je stärker dieser Effekt genutzt wird, desto weniger Bildrauschen verbleibt, jedoch wird die Abgrenzbarkeit der verschiedenen Strukturen schlechter. Es ist bei der Rekonstruktion demnach sorgfältig abzuwägen, in welchem Ausmaß der beschriebene Vorgang der Glättung genutzt werden soll. Das aus der Glättung resultierende Topogramm wird mit dem ursprünglichen, nicht geglätteten Topogramm gewichtet summiert. Das bereits geglättete Topogramm profitiert hierbei von den schärferen Konturen der nicht bearbeiteten Datei, sodass das fertig rekonstruierte Topogramm ein im Vergleich zum ursprünglichen Topogramm reduziertes Bildrauschen bei meist gleicher oder sogar erhöhter Schärfe der Konturen aufweist.

Bei der Aufzeichnung des Topogramms, das heißt vor der Rekonstruktion, wird die verwendete Röhrenspannung und Stromstärke festgelegt. Diese stellen neben dem Rekonstruktionskernel weitere Variablen mit potentielltem Einfluss auf die Bildqualität dar. Bei einer niedrigen Röhrenspannung profitiert die Darstellung von einem hohen Kontrast. Da die Durchdringungsfähigkeit der Strahlung bei einer geringen Spannung relativ niedrig ist, können Strukturen mit hoher Dichte nur in geringem Ausmaß penetriert werden, es kommt also ein geringerer Anteil der applizierten Dosis beim Detektor an, als bei Verwendung einer höheren Spannung. Die Differenz zur im Detektor registrierten Strahlung in Bereichen mit wenig dichten Strukturen wird also besonders deutlich, woraus sich die akzentuierte Kontrast-Darstellung ergibt. Der offenkundige Nachteil einer niedrigen Röhrenspannung liegt in dem verstärkt auftretenden Bildrauschen, welches unter anderem durch die relativ zur Gesamtdosis stärkeren Absorptions- und Streuungseffekte zu erklären ist. Im Umkehrschluss führt eine höhere Röhrenspannung zu einer stärkeren



Durchdringungsfähigkeit der Strahlung und somit zu einem verringertem Kontrast, da nun Strukturen mit hoher Dichte von einem höheren Anteil der Strahlung passiert werden, was dann vom Detektor registriert wird. Das Bildrauschen wird durch die höhere Spannung aus den oben aufgeführten Gründen reduziert.

Diese Beobachtungen haben Konsequenzen für die Auswahl der Röhrenspannung im klinischen Alltag: beispielsweise sollte bei adipösen Patienten eine höhere Spannung als bei normalgewichtigen Personen gewählt werden, da hier bei einer niedrigen Röhrenspannung durch relativ hohe Absorptionseigenschaften des Gewebes weniger Informationen vom Detektor registriert werden und daher das Verhältnis der applizierten Strahlendosis zur diagnostischen Wertigkeit ungünstig ist.

Ein weiterer für die Bildqualität relevanter Parameter ist die Stromstärke. Je höher die Stromstärke gewählt wird, desto mehr Strahlung trifft auf den Detektor und wird dort registriert. Hierfür ist weiterhin die Belichtungszeit entscheidend. Das Produkt aus Stromstärke und Belichtungszeit wird als Strom-Zeit-Produkt bezeichnet. Das Bildrauschen wird folglich durch ein hohes Strom-Zeit-Produkt reduziert. Wird dieses jedoch zu hoch (oder zu niedrig) gewählt resultiert eine Abnahme des Kontrasts. Dies erklärt sich bei hoher Stromstärke (und/oder Belichtungszeit) durch eine Zunahme und bei niedriger Stromstärke (und/oder Belichtungszeit) durch eine Abnahme der optischen Dichte, welche den Anteil der Strahlung beschreibt, der relativ zum durchdrungenen Objekt am Detektor registriert wird (genauer: das logarithmische Verhältnis von eingestrahlttem zu durchgelassenem Licht durch einen Röntgenfilm).

Für die Dosis, welcher der Patient ausgesetzt wird, ist das Strom-Zeit-Produkt folglich entscheidend.

Weiterhin muss bei der Entstehung von Bildrauschen das „field of view“ (FOV) beachtet werden. Je größer dieses gewählt wird, desto mehr Bildrauschen entsteht.

Zusammenfassend sollte eine günstige Kombination der oben beschriebenen Parameter angestrebt werden, um eine möglichst gute Bildqualität zu erreichen. Gleichzeitig sollte die applizierte Strahlendosis möglichst gering gehalten werden.

Für den Vergleich verschiedener Abbildungs-Eigenschaften beziehungsweise als Maß für das Auflösungsvermögen eignet sich die Modulations-Transfer-Funktion (MTF). Die MTF beschreibt, wie stark Strukturen auf der aufgezeichneten Aufnahme vom originalen Objekt abweichen beziehungsweise wie detailgetreu das Objekt abgebildet

wird. Die MTF wird berechnet, indem der Bildkontrast durch den Objektkontrast dividiert wird:  $\frac{\text{Bildkontrast}(f)}{\text{Objektkontrast}(f)} = \text{MTF}(f)$

Definitonsgemäß wird angenommen, es läge kein Bildrauschen vor (was nicht der Realität entspricht).

Eine MTF von 1 würde eine ideale Abbildung bedeuten, Werte zwischen 0 und 1 beschreiben eine Abschwächung der exakten Abbildung des abgebildeten Objekts. Die MTF beschreibt also, wie stark das Ausgangssignal im Rahmen der Aufzeichnung reduziert wurde. (2)

#### 1.4 Anwendungsgebiete von Topogrammen und diagnostischer Nutzen

Bevor die Topogramme langfristig gespeichert werden, erfolgt eine Kompression der Rohdateien. Das erfolgt über einen sogenannten Rekonstruktionskernel (s.o.). Im klinischen Alltag werden die Topogramme in einem standardisierten Prozess mit dem jeweils identischen Kernel bearbeitet. Der Zweck dieses Vorgangs ist einerseits die Reduktion der Dateigröße, um Speicherplatz einzusparen, und andererseits die Verbesserung der Bildqualität. Mit verschiedenen Rekonstruktionskernels kann der Fokus der Darstellung beeinflusst werden, etwa um Weichteile oder die knöchernen Strukturen stärker oder weniger zu gewichten.

Anschließend an die Erstellung der Topogramme werden mit ihrer Hilfe die Grenzen eingestellt, innerhalb derer das CT-Gerät die eigentliche CT erstellt. Dabei wird der Patient weitaus mehr Strahlendosis ausgesetzt als bei der Erstellung des Topogramms. Die vorher erfolgte Festlegung der bildbegrenzenden Linien auf dem Topogramm soll daher sicherstellen, dass nicht ein unnötig großes Areal untersucht wird, um die applizierte Dosis so stark wie möglich zu reduzieren. In dieser Funktion der Topogramme als Übersichtsaufnahme für die Planung der nachfolgenden CT-Untersuchung liegt ihr ursprüngliches Anwendungsgebiet.

Es gibt jedoch Studien, die einige verschiedene, sinnvolle Verwendungen für Topogramme feststellen, welche über die Funktion als Übersichtsaufnahme hinausgehen.

Die inhärente Eigenschaft der Topogramme ihres im Verhältnis zur korrespondierenden CT-Untersuchung größeren sogenannten „field of view“ (FOV), also der abgebildeten Körperregion in ihrer Gesamtheit, birgt Chancen in der

radiologischen Diagnostik. Pathologien, die innerhalb des FOV der Topogramme, aber außerhalb dessen der jeweiligen CT-Schichtbilder liegen, können demnach nur bei Betrachtung des Topogramms erkannt werden (3-6).

Weiterhin halten Topogramme in bestimmten Fällen diagnostische Informationen inne, die ausgeschöpft werden können, um bestehende diagnostische Konventionen zu komplementieren oder gar zu ersetzen, beispielsweise bei der Planung einer Knie-Total-Endoprothese (7-10) oder der Diagnostik von Harnleitersteinen (11-18) (s. Abschnitt 4.2).

Durch verschiedene Konzepte können Topogramme zudem genutzt werden, um die Strahlenexposition, welcher der Patient im Laufe der CT-Untersuchung insgesamt ausgesetzt wird, zu vermindern (10, 19, 20).

Im klinischen Alltag werden Topogramme in der Regel nicht zu diagnostischen Zwecken herangezogen. Die Studienlage zeigt jedoch interessante Möglichkeiten auf, die sowohl für Patienten als auch für Radiologen von Nutzen sein könnten. Demnach sollte erwogen werden, ohnehin erstellte Topogramme forciert in die Diagnosefindung zu inkorporieren, um so gegebenenfalls eine höhere diagnostische Treffsicherheit zu erreichen.

## 1.5 Ziel der Studie

Um die Auswertung der Topogramme effektiver und gleichzeitig attraktiver für Radiologen zu gestalten, ist es das Ziel dieser Studie, die Bildqualität und somit die diagnostische Wertigkeit der Topogramme zu verbessern. Wir postulieren, dass dies mithilfe alternativer Rekonstruktionskernels beziehungsweise Röhrenspannungen möglich ist. Alle Anwendungsgebiete der Topogramme (welche in Abschnitt 4.2 diskutiert werden) würden sehr wahrscheinlich von einer besseren Bildqualität profitieren und ihre diagnostische Wertigkeit könnte weiter gesteigert werden. Weiterhin bestünde durch eine optimierte Bildqualität die Chance, die Akzeptanz von Topogrammen als valide Quelle diagnostischer Informationen unter Radiologen zu stärken und die Auswertung im klinischen Alltag zu fördern.

Die Optimierung der Bildqualität von Topogrammen könnte sich als nützlich erweisen, um die diagnostische Wertigkeit der CT-Untersuchung in ihrer Gesamtheit, die sich ohnehin auf einem sehr hohen Niveau bewegt, noch weiter zu steigern.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Studiendesign

In dieser Studie wurden insgesamt 293 Topogramme verwendet, die im Rahmen einer regulären CT-Untersuchung aufgenommen wurden.

Es wurden nur Aufnahmen der Regionen Thorax, Abdomen oder Thorax und Abdomen verwendet. Die für die Aufzeichnung der Topogramme verwendete Röhrenspannung betrug 80 kV, 100 kV oder 120 kV. Diese Topogramme wurden zunächst in Form von XACB\_RAW-Dateien gespeichert. Anschließend wurden auf selbige XACB\_RAW-Dateien jeweils drei verschiedene Rekonstruktionskernels angewandt und die so entstandenen DICOM-Dateien im Hinblick auf die Bildqualität verglichen. Einer dieser Kernel wird standardmäßig für die Langzeitspeicherung angewandt, die anderen beiden wurden zur Anwendung in dieser Studie freundlicherweise von Siemens (Forchheim, Deutschland) bereitgestellt.

Für die Bewertung der Bildqualität wurden verschiedene Scores entworfen, anhand derer ein Punkteschema angelegt wurde, um die Bewertung zu objektivieren. Hierbei wurde getrennt nach den abgebildeten Körperregionen verfahren und außerdem überprüft, ob das Einzeichnen der Untersuchungsregion für die CT adäquat möglich war. Zudem wurde ausgewertet, ob etwaige Fremdkörper gut beurteilbar dargestellt wurden.

Neben der Bewertung der Bildqualität wurde außerdem ein weiterer Score angelegt, der die Sichtbarkeit der durch die CT-Untersuchung gestellten Diagnosen auf den Topogrammen prüft. Bei dieser Einschätzung waren die Diagnosen beim Betrachten der Topogramme bekannt.

### 2.2 Akquise der Topogramme

#### 2.2.1 XACB\_RAW-Dateien

Alle in dieser Studie verwendeten Topogramme wurden mit einem CT-Gerät der Firma Siemens (Forchheim, Deutschland) vom Modelltyp „Somatom Definition“ aufgezeichnet.

Die unkomprimierten Rohdaten der Topogramme werden als XACB\_RAW-Dateien gespeichert und haben eine Dateigröße von ca. 30 bis 300 MB. Die Benennung dieser Dateien erfolgt immer nach dem gleichen Muster:

1.3.12.2.1107.5.1.4.60296.300000**15021607212736**200000034.XACB\_RAW

*Beispiel eines Dateinamens einer XACB\_RAW-Datei*

Die an Beginn des Dateinamens stehenden Ziffern sind bei allen Topogrammen identisch. Die **fett** gedruckten Ziffern sind abhängig vom Tag der Untersuchung und für den jeweils gleichen Tag identisch, die *kursiv* gedruckten Ziffern stellen eine Nummerierung der am gleichen Tag gespeicherten Dateien dar.

Diese Dateien werden automatisch unter Verwendung eines Rekonstruktionskernels in Form von DICOM-Dateien gespeichert. Die Rohdaten werden beim Schließen des Untersuchungsvorgangs am zugehörigen Computer gelöscht, da es in der Regel keine Verwendung für sie gibt und verhältnismäßig viel Speicherplatz benötigt werden würde, um sie zu speichern. Dieser automatisierte Prozess machte es erforderlich, die zugehörige XACB\_RAW-Datei nach der Aufnahme des jeweiligen Topogramms zu sichern, bevor die CT-Untersuchung am zugehörigen Computer beendet wurde. Hierbei wurde das Programm RAIDGUI (Siemens, Forchheim, Deutschland) benutzt, um die Topogramme herunterzuladen. Zuweilen wurden mehrere XACB\_RAW-Dateien pro Topogramm erstellt, jedoch enthielt nur eine Datei die benötigten Bildinformationen. Mithilfe des Programms TopoCT, welches eigens zur Verwendung in dieser Studie von Siemens (Forchheim, Deutschland) erstellt wurde, wurden die Topogramme geöffnet und es konnte überprüft werden, welche Dateien sich ordnungsgemäß darstellten. Ausschließlich solche Dateien wurden für die Rekonstruktion und das nachfolgende Scoring verwendet.

Zur Dokumentation wurde mit dem Programm Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond Seattle, USA) eine Tabelle erstellt, in welche alle dafür relevanten Daten eingetragen wurden.

### 2.2.2 DICOM-Dateien

Die DICOM-Dateien entstehen durch Anwendung eines Rekonstruktionskernels auf die jeweilige XACB\_RAW-Datei, für den Standard-Kernel T20s geschah dies standardisiert und für die Rekonstruktion mit den Kernels T20 und V80 mithilfe des Programms TopoCT (Siemens, Forchheim, Deutschland). Sie haben eine Dateigröße von nur ca. 500KB – 3MB, sind also etwa 60-100 Mal kleiner, als die Rohdateien (s.o.). Diese Einsparung an Speicherplatz ergibt sich aus den sich überlappenden Bildabschnitten, die in den XACB\_RAW-Dateien vorkommen und im Zuge der Rekonstruktion herausgerechnet werden (s. Abschnitt 1.3). Die geringere Dateigröße macht sie geeigneter für die Langzeitspeicherung als die Rohdaten. Ein weiterer Vorteil ergibt sich durch die bessere Bildqualität. Die Akzentuierung der weniger beziehungsweise mehr röntgendichten Strukturen ergibt sich aus der Wahl des Rekonstruktionskernels.

Die verschiedenen in dieser Studie verwendeten Rekonstruktionskernels unterscheiden sich vorrangig in der für sie jeweils optimalen Matrixgröße. Die Matrixgröße bezeichnet das Produkt der Pixelanzahlen in Längs- und in Querausrichtung der Matrix, diese sind wiederum durch den Abstand zwischen den Bildpixeln definiert. Die Matrixgröße wird maßgeblich durch die zur Verfügung stehende Speicherkapazität limitiert.

Ein Kernel der Art T20 ist für einen Pixelabstand von 1 mm optimiert, der Kernel V80 hingegen für einen Pixelabstand von 0,5 mm. Daher resultieren bei einem CT-Gerät mit 512 Zeilen und der Verwendung des Kernels V80 1024 Bildpunkte, bei T20 hingegen 512. Somit sind unter Verwendung von T20 genau halb so viele Schwarz-Weiß-Wechsel (256) auf der Aufnahme wie bei der Nutzung von V80 (512) möglich. Die Ortsauflösung des Bilds ist bei der Applikation des Kernels V80 daher höher. Durch die höhere Anzahl an möglichen Schwarz-Weiß-Wechseln kommt unter Verwendung von V80 ein höherer Detailgrad zustande. Die Anzahl der vom jeweiligen Rekonstruktionskernel akzeptierten Linienpaare wird als Frequenzgang bezeichnet. Die Rekonstruktionskernels sind abgesehen von ihrem Frequenzgang weitgehend identisch.

Die Fähigkeit des Systems, Schwarz-Weiß-Wechsel darzustellen, wird Ortsauflösung genannt. Die Ortsauflösung des Kernels V80 ist aus den oben genannten Gründen

doppelt so hoch wie die von T20. Eine hohe Ortsauflösung führt einerseits zu einem hohen Detailgrad, andererseits jedoch auch zu einem stärkeren Bildrauschen.

Die Rekonstruktion mit dem standardmäßig verwendeten Kernel T20s findet im Zuge eines standardisierten Prozesses statt, durch welchen die Topogramme im klinischen Alltag in die Langzeitspeicherung überführt werden. Mithilfe der bei der Sicherung der Rohdaten notierten Patienten- und Untersuchungsdaten wurden die entsprechenden DICOM-Dateien an einem Computer des Universitätsklinikums mithilfe des PACS-Systems IMPAX und des Programms ORBIS (beide: Agfa HealthCare GmbH, Bonn, Deutschland) aufgerufen und anonymisiert auf eine externe Festplatte exportiert.

Die eingangs gesicherten XACB\_RAW-Dateien wurden für die Erzeugung von DICOM-Dateien mit alternativen Rekonstruktionskernels bearbeitet. Dies wurde mithilfe des Programms TopoCT (Siemens, Forchheim, Deutschland) erreicht, welches unter Verwendung der Kernels T20 und V80 für jede Rohdatei zwei neue DICOM-Dateien erstellte.

Die so entstandenen DICOM-Dateien behielten ihren ursprünglichen Dateinamen und erhielten das Suffix „T20“ beziehungsweise „V80“. Da die mit TopoCT erstellten Topogramme spiegelverkehrt angezeigt wurden, wurden alle so entstandenen DICOM-Dateien mit Hilfe des Programms Sante DICOM Viewer (Santesoft LTD, Nikosia, Zypern) vertikal gespiegelt.

### 2.3 Verblindung der Dateinamen

Um eine unvoreingenommene Bewertung der verschiedenen Bilddateien sicherzustellen wurden alle Dateinamen umbenannt, sodass keine Zuordnung der 3 Versionen (T20s, T20 und V80) zu der jeweils gleichen Ausgangs- (XACB\_RAW-) Datei mehr möglich war. Die Verblindung erfolgte per eigens hierfür erstellter batch-Datei. Die Dateien wurden kopiert und umbenannt, die verblindeten Dateinamen setzen sich aus fünf bis acht zufällig generierten, einstelligen Zahlen zusammen. Durch diesen Prozess wurden keine Dateien mit identischer Bezeichnung generiert. Die hier verwendete batch-Datei hat außerdem eine weitere Funktion: die Zuordnungen der verblindeten Dateinamen zum ursprünglichen Dateinamen wurden

in drei mit dem Programm Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond Seattle, USA) erstellten Tabellen gespeichert (jeweils eine für Thorax-, eine für Abdomen-, und eine für Thorax/Abdomen-Aufnahmen). Das war erforderlich, um nach erfolgtem Scoring eine Auswertung der Ergebnisse zu ermöglichen.

## 2.4 Erstellen einer Datenbank

Mithilfe des Programms OpenOffice Base (Apache Software Foundation, Forest Hill, USA) wurde eine Datenbank erstellt. Auf diese Weise konnten alle verwendeten Bilddateien logisch gekoppelt und eine Zuordnung der einzelnen Dateien nach verschiedenen Kriterien effizient gestaltet werden. Außerdem ergab sich somit die Möglichkeit, Abfragen mit der Standard-Abfragesprache SQL durchzuführen, mithilfe derer sich die Daten nach verschiedensten Kriterien ordnen und darstellen lassen – diese Funktion erwies sich sowohl beim Bereinigen der Daten (s. Abschnitt 2.7) als auch bei der statistischen Auswertung als nützlich.

Ein weiterer Vorteil, der sich durch das Nutzen der Datenbank ergab, war der so vereinfachte Vorgang des Scorings. Zudem wurden die Untersuchungsergebnisse der CT-Befunde in der Datenbank festgehalten (s. Abschnitt 2.6).

## 2.5 Erstellung eines Scores

Um fundierte Aussagen über die diagnostische Wertigkeit der Topogramme im Hinblick auf die verwendete Röhrenspannung und die Rekonstruktionskernels treffen zu können, war eine Bewertung mit verschiedenen Scores notwendig. Zu diesem Zweck wurden mehrere Scores erstellt, welche die Kriterien für die Bewertung der Topogramme vorgaben.

Alle verwendeten Topogramme wurden mittels einer Likert-Skala bewertet (s.u.).

Für die drei zur Auswertung herangezogenen Körperregionen Thorax, Abdomen sowie Thorax und Abdomen wurden zudem jeweils eigene Score-Skalen entwickelt. Dies war notwendig, um jeweils möglichst valide Kriterien festzulegen.

Diese Scores wurden im Laufe mehrerer testhalber durchgeführter Bewertungen verschiedener Parameter entwickelt und unterlagen wiederholten Anpassungen, bis sie schließlich in ihrer finalen Form bestehen blieben.

Bei dieser ebenfalls verblindeten Bewertung der Topogramme wurde Wert darauf gelegt, Parameter zu definieren, deren Darstellung möglichst geringen Einflüssen



anderer Strukturen unterworfen sind, wie etwa der Überlagerung durch Darmabschnitte. So sollte der Einfluss der Bildqualität auf die Abgrenzbarkeit der festgelegten Parameter maximiert werden und dementsprechend Schwankungen der erreichten Punktzahl bei Topogrammen mit subjektiv ähnlicher Bildqualität minimiert werden, sodass dennoch auftretende Schwankungen folglich auf Unterschiede der Darstellungsqualität zurückzuführen sind. Zudem wurde beachtet, den jeweils vorläufigen Score auf eine Weise anzupassen, dass sich einerseits nicht zu hohe und andererseits nicht zu niedrige durchschnittliche Score-Werte ergaben. Auf diese Weise sollte vermieden werden, dass Topogramme mit schlechter Bildqualität im Durchschnitt eine hohe Punktzahl oder Topogramme mit guter Darstellungsqualität eine durchschnittlich niedrige Punktzahl erhalten. Die Differenzierung zwischen guter und schlechter Darstellungsqualität durch den Score wurde so ermöglicht beziehungsweise optimiert. Eine zweite Person bewertete auf Grundlage der letztendlich verwendeten Kriterien einen Teil der Topogramme, hierbei zeigten sich gleichgerichtete und gut übereinstimmende Ergebnisse im Vergleich zum ersten Beobachter.

Für die Definition von etwaigen Fremdkörpern wurde eine Kodierung erstellt, um die Verwaltung der Daten zu erleichtern (s. Anhang).

Neben der Bewertung der Topogramme im Hinblick auf die Bildqualität und die Darstellungsqualität der Fremdkörper wurde außerdem ein zweiter Scoring-Prozess durchlaufen. Um zu überprüfen, ob die Diagnosen, die von den zuständigen Radiologen anhand der CT-Untersuchungen festgestellt wurden, auch auf den Topogrammen zu sehen waren, wurde ein separater Score entworfen.

Zusammenfassend wurde die Bewertung der Topogramme im Hinblick auf die Bildqualität, die Abgrenzbarkeit der Fremdkörper und auf das adäquate Einzeichnen der Untersuchungsregion mittels des untenstehenden Score-Schemas vorgenommen. Alle in dieser Studie verwendeten Scores sind unten aufgeführt.

### **Likert-Score**

Scoring anhand des Gesamteindrucks der Bildqualität der Aufnahme

**1 Punkt:** schlecht

**2 Punkte:** adäquat

**3 Punkte:** gut

**4 Punkte:** exzellent

### **Score 1:**

Es erfolgte ein Scoring anhand der Bildqualität, unterteilt nach Score 1\_1 für knöcherne Strukturen und Score 1\_2 für Weichteile beziehungsweise parenchymatöse Organe.

**1 Punkt:** schlecht

**2 Punkte:** adäquat

**3 Punkte:** gut

**4 Punkte:** exzellent

## **Score 2**

Das Scoring erfolgte anhand definierter Parameter, welche spezifisch für die jeweilige Körperregion festgelegt wurden. Jedes Kriterium wurde einzeln und unabhängig von den anderen bewertet.

### **I) Abdomen**

#### **Score 2\_1**

<b>Wirbelkörper unterhalb des Diaphragmas</b>	<b>Max. 4P.</b>
bei allen Wirbelkörpern ist die Deckplatte abgrenzbar	1
bei allen Wirbelkörpern ist die Grundplatte abgrenzbar	1
alle Wirbelkörper sind nach rechts abgrenzbar	1
alle Wirbelkörper sind nach links abgrenzbar	1

*Tabelle 1: Score 2\_1 für Topogramme der Abdomen-Region*

#### **Score 2\_2**

<b>Leber</b>	<b>Max. 3P.</b>
die Leber ist teilweise nach lateral und/oder medial abgrenzbar	1
die Leber ist gut nach lateral/kranial abgrenzbar	1
die Leber ist gut nach medial/kaudal abgrenzbar	1

*Tabelle 2: Score 2\_2 für Topogramme der Abdomen-Region*

#### **Score 2\_3**

<b>Rippen unterhalb des Diaphragmas</b>	<b>Max. 3P.</b>
das am besten einsehbare Rippen-Paar ist bds. gut nach kranial abgrenzbar	1
das am besten einsehbare Rippen-Paar ist bds. gut nach kaudal abgrenzbar	1
die Rippenspitzen des am besten einsehbaren Rippen-Paares sind bds. abgrenzbar	1

*Tabelle 3: Score 2\_3 für Topogramme der Abdomen-Region*

## **II) Thorax**

### **Score 2\_1**

<b>Wirbelkörper oberhalb des Diaphragmas, die nicht hinter der Trachea liegen</b>	<b>Max. 4P.</b>
bei allen Wirbelkörpern ist die Deckplatte abgrenzbar	1
bei allen Wirbelkörpern ist die Grundplatte abgrenzbar	1
alle Wirbelkörper sind nach rechts abgrenzbar	1
alle Wirbelkörper sind nach links abgrenzbar	1

*Tabelle 4: Score 2\_1 für Topogramme der Thorax-Region*

### **Score 2\_2**

<b>Herz und Aorta</b>	<b>Max. 3P.</b>
die Herzsilhouette ist nach rechts gut abgrenzbar	1
die Herzsilhouette ist nach links gut abgrenzbar	1
der Aortenbogen ist gut abgrenzbar	1

*Tabelle 5: Score 2\_2 für Topogramme der Thorax-Region*

### **Score 2\_3**

<b>Trachea</b>	<b>Max. 3P.</b>
die Trachea und der proximale Teil von mind. einem Hauptbronchus sind gut abgrenzbar	1
der rechte Hauptbronchus ist gut abgrenzbar	1
der linke Hauptbronchus ist gut abgrenzbar	1

*Tabelle 6: Score 2\_3 für Topogramme der Thorax-Region*

### III) Thorax/Abdomen

#### Score 2\_1

<b>alle Wirbelkörper außer denjenigen, die hinter der Trachea liegen</b>	<b>Max. 4P.</b>
bei allen Wirbelkörpern ist die Deckplatte abgrenzbar	1
bei allen Wirbelkörpern ist die Grundplatte abgrenzbar	1
alle Wirbelkörper sind nach rechts abgrenzbar	1
alle Wirbelkörper sind nach links abgrenzbar	1
<i>Anmerkung: der am schlechtesten sichtbare Wirbelkörper wurde im Rahmen des Scoring ignoriert</i>	

*Tabelle 7: Score 2\_1 für Topogramme der Thorax/Abdomen-Region*

#### Score 2\_2

<b>Leber</b>	<b>Max. 3P.</b>
die Leber ist teilweise nach lateral und/oder medial abgrenzbar	1
die Leber ist gut nach lateral abgrenzbar	1
die Leber ist gut nach medial abgrenzbar	1

*Tabelle 8: Score 2\_2 für Topogramme der Thorax/Abdomen-Region*

#### Score 2\_3

<b>Herz und Aorta</b>	<b>Max. 3P.</b>
das Herz ist nach rechts gut abgrenzbar	1
das Herz ist nach links gut abgrenzbar	1
der Aortenbogen ist gut abgrenzbar	1

*Tabelle 9: Score 2\_3 für Topogramme der Thorax/Abdomen-Region*

#### Score 2\_4

<b>Trachea</b>	<b>Max. 3P.</b>
die Trachea und der proximale Teil von mind. einem Hauptbronchus sind gut abgrenzbar	1
der rechte Hauptbronchus ist gut abgrenzbar	1
der linke Hauptbronchus ist gut abgrenzbar	1

*Tabelle 10: Score 2\_4 für Topogramme der Thorax/Abdomen-Region*

### **Score 3:**

Eine der primären Funktionen der Topogramme besteht darin, die Grenzen für die nachfolgende CT-Untersuchung festzulegen und zu markieren. Daher wurde im Rahmen des Scoring darauf geachtet, ob das Einzeichnen der angestrebten Untersuchungsregion mit Hilfe des vorliegenden Topogramms zufriedenstellend möglich war.

**0 Punkte:** die Untersuchungsregion ist nicht adäquat einzuzeichnen

**1 Punkt:** die Untersuchungsregion kann adäquat eingezeichnet werden

### **Score 4:**

Neben der Bewertung der allgemeinen Bildqualität wurden außerdem sichtbare Fremdkörper in der Untersuchungsregion notiert. Die diagnostische Wertigkeit der Topogramme im Hinblick auf die Beurteilung ebenjener Fremdkörper wurde anschließend bewertet.

Hierbei wurden nur solche Fremdkörper berücksichtigt, die intrakorporal lagen beziehungsweise verliefen. Außerdem wurden Fremdkörper ausgeschlossen, die nicht innerhalb der angestrebten Untersuchungsregion lagen, also beispielsweise ein sichtbarer Doppel-J-Katheter auf einer Thorax-Aufnahme mit Anschnitt des Abdomens.

#### **Score 4\_1:**

**0 Punkte:** kein Fremdkörper zu sehen, Score 4\_2 und 4\_3 werden nicht ausgefüllt

**1 Punkt:** es ist ein Fremdkörper zu sehen, Score 4\_2 und 4\_3 werden ausgefüllt

#### **Score 4\_2:**

Angabe zur Art des Fremdkörpers, hierfür wurde eine Kodierung erstellt (s. Anhang)

**Score 4\_3:****1 Punkt:**

Der Fremdkörper ist zu sehen, jedoch nur schlecht abgrenzbar. Der Verlauf ist nicht nachverfolgbar.

**2 Punkte:**

Der Fremdkörper ist zu sehen und der Verlauf ist teilweise nachverfolgbar. Die Aufnahme ist einer etwaigen Röntgen-Aufnahme nicht ebenbürtig.

**3 Punkte:**

Es ist zusätzlich möglich den Verlauf des Fremdkörpers zu verfolgen (sofern zutreffend und in einer Ebene möglich). Die Aufnahme ist einer entsprechenden Röntgen-Aufnahme ebenbürtig, welche die gleiche Ebene abbildet.

## 2.6 Scoring

Die ausgewerteten Topogramme lassen sich zunächst auf Grundlage der abgebildeten Körperregionen einteilen: Thorax, Abdomen sowie Thorax und Abdomen. Auf diese Kategorien verteilen sich nicht-selektiert die unterschiedlichen, bei der Aufzeichnung gewählten Spannungen: 80 kV, 100 kV und 120 kV.

Alle verwendeten XACB\_RAW-Dateien wurden wie oben beschrieben für das Scoring mit jeweils drei Rekonstruktionskernels bearbeitet: T20s, T20 und V80.

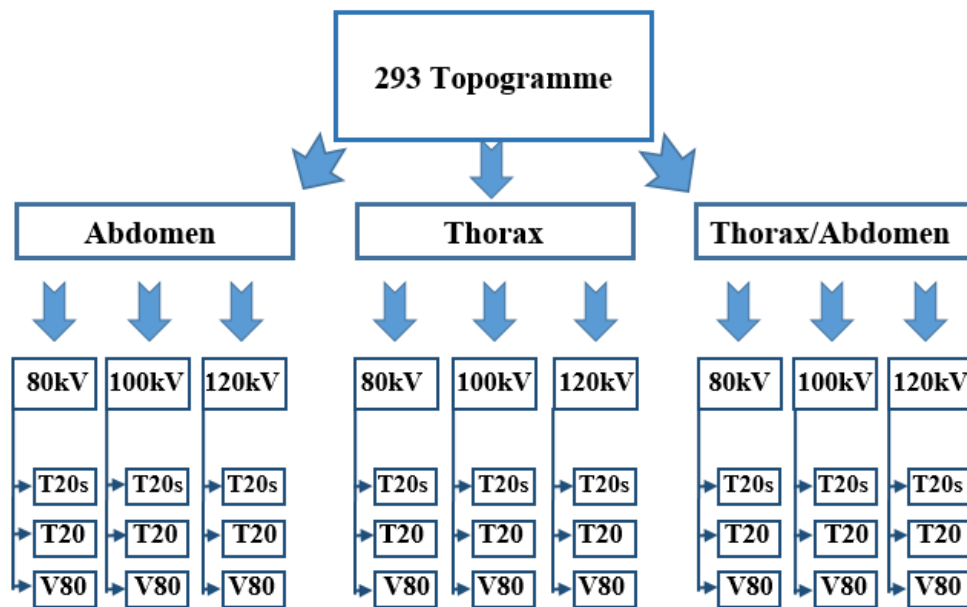


Abbildung 2: Übersicht über die Datenstruktur

Die Verblindung der Dateinamen gewährleistete eine Auswertung der Bildqualität ohne Beurteilungsbias.

Die Topogramme wurden bereits vor der Verblindung nach der aufgezeichneten Körperregion geordnet und in drei verschiedenen Verzeichnissen gespeichert. Zudem wurde in der Datenbank für jede der drei Körperregionen eine Maske zum Eintragen der Score-Werte angelegt. So konnte die Auswertung auf der Grundlage der abgebildeten Körperregion geordnet durchgeführt werden. Dies diente dazu, nicht drei Scores abwechselnd anwenden zu müssen und erleichterte so das Scoring, da für



alle Topogramme der gleichen Körperregion die gleiche Eingabemaske in der Datenbank verwendet werden konnte.

Das Scoring wurde an einem Computer des Universitätsklinikums Marburg mit angeschlossenem Befundungsmonitor durchgeführt, wie er im klinischen Alltag von Radiologen benutzt wird. Die DICOM-Dateien wurden von einer externen Festplatte aus mithilfe des PACS-Systems IMPAX (Agfa HealthCare GmbH, Bonn, Deutschland) geöffnet.

Der verblindete Dateiname des zu bewertenden Topogramms wurde im Verzeichnis auf der externen Festplatte gesucht und die Datei geöffnet. Nach abgeschlossener Punktvergabe wurde der nächste Dateiname – mit wiederum leeren Score-Feldern – geöffnet. Im Verlauf des Scoring wurde stets die von der Datenbank angezeigte Datei geöffnet, die Reihenfolge war dabei nach den verblindeten Dateinamen geordnet und somit zufällig. Es wurde ausschließlich der verblindete Dateiname angezeigt.

Nach Abschluss des Scorings für alle Topogramme konnten die Ergebnisse in der Datenbank über eine automatisch erstellte Tabelle, in die alle Werte übertragen wurden, eingesehen werden. In dieser Tabelle waren sämtliche für die Auswertung relevanten Informationen enthalten: der verblindete Dateiname, der ursprüngliche Dateiname, die verwendete Röhrenspannung, die verwendete Stromstärke, die Körperregion und die einzelnen Score-Werte. Der verwendete Rekonstruktionskernel wurde durch das jeweilige Suffix des (unverblindeten) Dateinamens gekennzeichnet.

Die Auswertung der CT-Befunde wurde in einem separaten Schritt durchgeführt.

Zunächst wurde im Universitätsklinikum Marburg die jeweils dem Topogramm zugehörige CT-Untersuchung mithilfe des PACS-Systems IMPAX und ORBIS (beide: Agfa HealthCare GmbH, Bonn, Deutschland) geöffnet. Anschließend wurde unter Verwendung des zuvor erstellten Scores überprüft, ob die von den jeweils zuständigen Radiologen dokumentierten Befunde auf dem Topogramm sichtbar waren.

Es wurde eine Kodierung der Diagnosen erstellt, um die Dokumentation zu vereinheitlichen und zu erleichtern (s. Anhang). Die Score-Werte wurden zusammen mit den jeweils zugehörigen, kodierten Diagnosen sowie einer – sofern sinnvollen – Spezifikation der selbigen, dem Dateinamen und der verwendeten Röhrenspannung

zunächst in eine mit Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond Seattle, USA) erstellte Tabelle eingetragen.

Diese wurde anschließend in die Datenbank eingelesen, wodurch eine Kopplung der Score-Werte der CT-Befunde mit den entsprechenden Werten zur Bildqualität möglich wurde – hierfür wurde der eindeutige XACB\_RAW-Dateiname herangezogen. Zur besseren Übersicht wurde wiederum eine Excel-Tabelle exportiert, die alle Daten der eingangs beschriebenen Tabelle und zusätzlich die Score-Werte zur Bildqualität enthält. Es wurden lediglich die Score-Werte der Topogramme, die mit dem Standard-Kernel T20s rekonstruiert wurden, in die Tabelle eingefügt, da die Diagnosen der CT ebenfalls nur auf mit diesem Kernel rekonstruierten Topogrammen befundet worden waren.

Zur Messung der Reproduzierbarkeit der festgestellten Scoring-Ergebnisse bezüglich der Bildqualität wurden Teile der Datensätze von einer zweiten Person (Facharzt der Radiologie am Universitätsklinikum Marburg) nach dem gleichen Scoring-Schema bewertet. Hierfür wurden jeweils 50 Topogramme, welche die Körperregion Abdomen, Thorax beziehungsweise Thorax und Abdomen abbilden, herangezogen. Eine Vorauswahl bezüglich der Kernel oder der verwendeten Röhrenspannung wurde nicht vorgenommen. Auf der Grundlage des Zweit-Scorings wurde anschließend die Variabilität beziehungsweise die Übereinstimmung beider Scoring-Ergebnisse berechnet.

## 2.7 Bereinigung der Daten

Vor der statistischen Auswertung war es notwendig, die Daten auf Fehler beziehungsweise auf Widersprüchlichkeit zu prüfen – beispielsweise musste bei den drei Versionen der gleichen, ursprünglichen XACB\_RAW-Datei (T20s, V80 und T20) im Feld „Sc04\_1“ ein identischer Eintrag vorhanden sein – dieses Feld beschreibt lediglich, ob ein Fremdkörper zu sehen ist (1 Punkt) oder nicht (0 Punkte). Als Goldstandard wurde die jeweils entsprechende CT-Aufnahme herangezogen.

Hierfür wurden SQL-Abfragen verwendet, die aus der Datenbank heraus gestartet werden können. So festgestellte Fehler wurden anschließend behoben. Die Verblindung war dabei nicht gefährdet, da zur Dokumentation solcher

Widersprüchlichkeiten ausschließlich die verblindeten Dateinamen herangezogen wurden.

## 2.8 statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde getrennt nach den drei in dieser Studie inkludierten Körperregionen Abdomen, Thorax und Thorax/Abdomen durchgeführt. Diese Entscheidung wurde getroffen, um einen systematischen Fehler zu vermeiden, welcher eventuell durch einen direkten Vergleich der Abgrenzbarkeit vergleichbarer Strukturen in unterschiedlichen Körperregionen zustande gekommen wäre. Bei Aufnahmen der Thorax-Region ist beispielsweise mit weniger Überlagerungseffekten als in Abdomen-Aufnahmen zu rechnen.

Die zur Auswertung herangezogenen Daten wurden wie oben beschrieben mit den Programmen Microsoft Excel, Microsoft Word (beide: Microsoft Corporation, Redmond Seattle, USA) sowie OpenOffice Base (Apache Software Foundation, Forest Hill, USA) dokumentiert – mit letztgenanntem Programm wurde die Datenbank erstellt und die Score-Werte wurden in selbige eingetragen. Die Berechnungen sowie die Erstellung der Grafiken erfolgten mit Microsoft Excel sowie den Statistikprogrammen R (The R Foundation, Wien, Österreich) und IBM SPSS Statistics (International Business Machines Corporation, Armonk, USA). Ferner wurden über die Datenbank SQL-Abfragen erstellt, mit denen das Zählen bestimmter Daten sowie das Feststellen von fehlerhaften Einträgen erleichtert wurde (s.o.).

Zunächst wurde eine Tabelle erstellt, die alle verwendeten XACB\_RAW-Dateien aufgeteilt nach Röhrenspannung und Körperregion darstellt. So sollte eine Übersicht über das Datenkollektiv vereinfacht werden.

Es wurden ferner mithilfe des Programms Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond Seattle, USA) die Mittelwerte sowie die Median-Werte der erreichten Score-Werte getrennt für die Körperregionen Abdomen, Thorax und Thorax/Abdomen berechnet und in tabellarischer Form festgehalten. Zudem wurde die jeweilige Standardabweichung errechnet. So sollte eine übersichtliche Darstellung der unterschiedlichen Subgruppen und der von ihnen erreichten Score-Werte ermöglicht werden. Die später errechneten p-Werte (s.u.) wurden ebenfalls in diese Tabellen eingetragen. Die gleiche Darstellung wurde bei der Betrachtung der

Ergebnisse der einzelnen Spannungen und Rekonstruktionskernels sowie der verschiedenen Kombinationen aus jeder Röhrenspannung mit jedem Kernel gewählt. Die Normalverteilung der Ergebnisse wurde mithilfe von QQ-Diagrammen überprüft, welche mit dem Programm IBM SPSS Statistics (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) erstellt wurden (s. Anhang).

Zudem wurde für jede der drei Körperregionen mithilfe des Programms Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond Seattle, USA) eine Übersichtstabelle erstellt, in welcher die Anzahl der jeweiligen XACB\_RAW- und DICOM-Dateien aufgeteilt nach den drei Spannungen 80 kV, 100 kV und 120 kV aufgeführt wurden.

Grafiken, die zur besseren Übersicht die verschiedenen Mittelwerte in unterschiedlichen Kombinationen nebeneinander darstellen, wurden in Form von Boxplots mit dem Programm SPSS Statistics (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) erstellt.

Des Weiteren wurde für verschiedene Datengruppen und Variablen der p-Wert berechnet, um die statistische Signifikanz der Ergebnisse zu überprüfen. Mit dem Programm IBM SPSS Statistics (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) wurde ein gemischtes, lineares Modell erstellt, jeweils getrennt für die Körperregionen Abdomen, Thorax und Thorax/Abdomen, da hierfür jeweils (zum Teil) unterschiedliche Score-Parameter verwendet wurden. Die Rekonstruktionskernels wurden als Faktor mit Messwiederholung definiert, die Röhrenspannung als Faktor ohne Messwiederholung. Die Subjekt-Zuordnung wurde über den XACB\_RAW-Dateinamen vorgenommen, der für die drei unterschiedlichen Rekonstruktionen der gleichen Bilddatei identisch ist. Als abhängige Variable wurde jeweils ein Score-Wert festgelegt. Es wurde außerdem eine Korrektur des Konfidenzintervalls nach Bonferroni gewählt. Auf diese Weise wurde der p-Wert für die Faktoren Röhrenspannung, Rekonstruktionskernel sowie die Stromstärke berechnet, außerdem konnte so die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Score-Werten für die einzelnen Spannungen beziehungsweise Kernels berechnet werden. Für Score 2\_3 bei Topogrammen der Thorax-Region und für Score 2\_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region wurde zusätzlich jeweils eine Kreuztabelle erstellt und ein Chi-Quadrat-Test durchgeführt, da die Punktwerte dieser beiden Scores nicht normalverteilt waren. Die Ergebnisse bestätigten die zuvor errechnete Signifikanz des Einflusses der Röhrenspannung auf die Score-Werte. Der

Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die erzielten Punktwerte wurde für diese zwei Scores mit einer zweifaktoriellen Varianzanalyse nach Friedman überprüft.

Bei dem in dieser Studie gewählten Konfidenzintervall von 95% wurden p-Werte  $< 0,05$  als signifikantes Ergebnis gewertet, das heißt ein statistisch bedeutsamer Einfluss des jeweils geprüften Parameters auf die erreichten Score-Werte ist unter diesen Bedingungen mit einer Wahrscheinlichkeit von  $< 5\%$  zufällig bedingt. Die Punktwerte wurden wiederum als Parameter für die Bildqualität gewertet.

Die so errechneten p-Werte wurden zusammen mit den erreichten Score-Werten in die eingangs erwähnten Tabellen eingetragen.

Zusätzlich wurden mithilfe des Programms IBM SPSS Statistics (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) im Falle eines globalen p-Wertes, der Signifikanz nahelegt, weitere Tabellen erstellt, die sogenannten paarweisen Vergleiche. Hierbei wurden die verschiedenen Spannungen beziehungsweise die verschiedenen Rekonstruktionskernels oder Stromstärken einander gegenüber gestellt. Für jede mögliche Kombination wurden die Differenz der Mittelwerte und der jeweilige p-Wert, welcher die statistische Signifikanz der festgestellten Unterschiede misst, angegeben. Auf diese Weise konnte bestimmt werden, zwischen welchen der jeweiligen Ausprägungsformen der unterschiedlichen Variablen ein statistisch signifikanter Unterschied besteht.

Anschließend wurden - erneut mithilfe des Programms IBM SPSS Statistics (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) - Tests nach Pearson und Spearman durchgeführt, um eine etwaige Korrelation zwischen den erreichten Punktwerten der einzelnen Scores nachzuweisen. Hierbei wurde erneut getrennt nach den drei Körperregionen vorgegangen.

Es folgte die statistische Auswertung von Score 4, welcher das Vorkommen von Fremdkörpern auf den Topogrammen sowie ihre Art und Darstellungsqualität untersucht. Im Vorfeld war bereits im Zuge der Datenerhebung mit dem Programm Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond Seattle, USA) eine Tabelle erstellt worden, in welcher die verschiedenen Fremdkörper in kodierter Form den jeweiligen Dateien zugehörig gespeichert wurden. Das wurde durch die für das Scoring benutzte Datenbank erreicht.

Zunächst wurde eine Tabelle erstellt, um die Anzahl sowie die erreichten Median-beziehungsweise Mittelwerte der einzelnen Fremdkörper übersichtlich darzustellen.

Dies wurde mit dem Programm Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond Seattle, USA) durchgeführt.

Da diese Daten nicht normalverteilt sind – den Nachweis erbrachten QQ-Diagramme, welche mithilfe des Programms IBM SPSS Statistics (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) erstellt wurden (s. Anhang) - wurde ein anderes Vorgehen, als bei den zur Bewertung der Bildqualität herangezogenen Scores gewählt.

Der Einfluss der Röhrenspannung auf die erreichten Punktwerte bei Score 4\_3 wurde mithilfe eines nicht-parametrischen Tests nach Kruskal-Wallis bestimmt. Für die Überprüfung eines statistisch signifikanten Einflusses der Rekonstruktionskernels auf die bei Score 4\_3 erzielten Werte wurden jeweils eine zweifach-Rangvarianzanalyse verbundener Stichproben nach Friedman durchgeführt und so der entsprechende p-Wert berechnet.

Abschließend wurden Tests nach Pearson und Spearman durchgeführt, um eine etwaige Korrelation zwischen Score 4\_3 und den zur Bewertung der Bildqualität der Topogramme verwendeten Scores 1\_1 bis 2\_4 offenzulegen.

Alle oben genannten Rechenvorgänge wurden mit dem Programm IBM SPSS Statistics (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) durchgeführt.

Die Auswertung der Score-Werte, welche die Sichtbarkeit der durch die zugehörige CT-Untersuchung diagnostizierten Befunde bewerten, bildete den Abschluss der statistischen Untersuchung der erhobenen Daten.

Zunächst wurden die Befunde gezählt und nach dem betroffenen Organsystem geordnet (s. Anhang), anschließend wurde die Häufigkeit der Befunde aufgeteilt nach diesen Kategorien erhoben. Der jeweilige Median und Mittelwert wurden berechnet und zusammen mit der Anzahl in eine Tabelle eingetragen. Dies wurde durch eine separate Datenbank erreicht, welche mit dem Programm Oracle Database (Oracle Corporation, Redwood City, USA) erstellt wurde.

Anschließend sollte überprüft werden, ob ein statistisch signifikanter Einfluss der bei der Aufnahme der Topogramme verwendeten Röhrenspannung auf die erreichten Punktwerte besteht. Hierfür wurde sowohl ein nicht-parametrischer Test nach Kruskal-Wallis als auch ein gemischtes lineares Modell durchgeführt.

Ferner wurden Tests nach Pearson und Spearman durchgeführt, um die Score-Werte auf eine Korrelation mit den Scores 1\_1 bis 2\_4 zu überprüfen.

Sowohl die Erstellung der QQ-Diagramme als auch die Berechnung der Signifikanz und der Korrelation wurden mit dem Programm IBM SPSS Statistics (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) durchgeführt.

### 3 Ergebnisbeschreibung

#### 3.1 Patientenkollektiv und Ausschlusskriterien

Im Rahmen der Studie wurden 293 Topogramme akquiriert, welche bei regulären CT-Untersuchungen aufgrund diagnostischer Indikationen angefertigt wurden. Die zur Auswertung herangezogenen Topogramme zeigen die Regionen Thorax (126, 43%), Abdomen (85, 29,1%) oder Thorax und Abdomen (82, 27,9%). Aufnahmen anderer Körperregionen wurden zur besseren Vergleichbarkeit von der Studie ausgeschlossen.

Die ausgewerteten Topogramme wurden mit jeweils 80 kV (65, 22,2%), 100 kV (115, 39,2%) oder 120 kV (113, 38,6%) im Rahmen einer regulären CT-Untersuchung aufgenommen.

Insgesamt wurden fünfzehn der zuvor gespeicherten Topogramme von der Studie exkludiert. Sechs Topogramme bildeten die auszuwertende Körperregion nicht vollständig ab, zwei waren durch die Arme des Patienten überlagert, zwei der XACB\_RAW-Dateien ließen sich nicht öffnen, zwei waren nicht mit den Kernels T20 und V80 zu rekonstruieren, für eins fand sich kein automatisch rekonstruiertes, zugehöriges Topogramm im PACS-System des Universitätsklinikums und bei zwei Topogrammen führte die Positionierung des Patienten zum Ausschluss von der Studie.

Topogramme, die offensichtlich nicht für die Auswertung geeignet waren, etwa wegen einer anderen Zielregion als Thorax und Abdomen oder Seitenlage des Patienten, wurden von vornherein nicht in das Datenkollektiv aufgenommen. Zudem wurden Topogramme von der Studie ausgeschlossen, welche die Region Thorax und / oder Abdomen abdeckten, darüber hinaus aber weitere Gebiete darstellten – wie zum Beispiel die Regionen Hals, Thorax und Abdomen.





Abbildung 3: ein von Score 2\_1 exkludiertes Topogramm



Abbildung 4: ein von Score 2\_1 und 2\_2 exkludiertes Topogramm

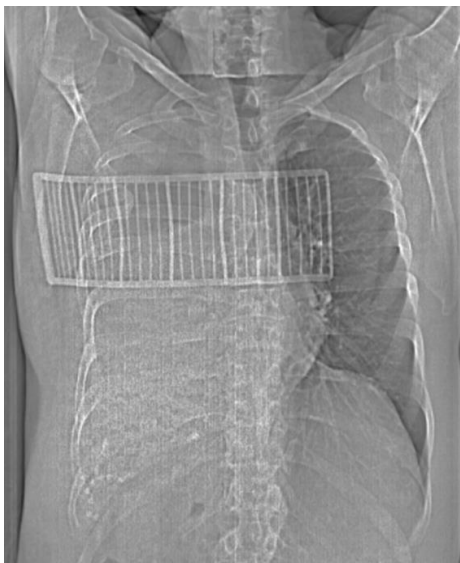


Abbildung 5: ein von Score 2 exkludiertes Topogramm

Für Score 2\_1 (Darstellung der Wirbelkörper) wurde bei neun Aufnahmen auf ein Scoring verzichtet, da die zu bewertenden Strukturen durch Fremdkörper überlagert wurden. All diese Aufnahmen zeigen die Thorax-Region.

Bei sechs dieser Aufnahmen wurden die Wirbelkörper durch Drähte im Sternum überlagert, bei zwei Topogrammen durch einen Stent in der Aorta und bei einer Aufzeichnung durch ein röntgendichtes Gitter, welches zur Navigation bei einer Intervention verwendet wurde.

Bei zwei dieser Aufnahmen wurde außerdem bei Score 2\_2 (Darstellung der Herzsilhouette) auf eine Bewertung verzichtet, da hier die zu bewertenden Strukturen ebenfalls überlagert waren – einmal von einem Stent in der Aorta und einmal von einem röntgendichten Gitter, das für die Navigation bei einer Intervention verwendet wurde. Bei letztgenannter Aufnahme war deshalb zudem keine Beurteilung bei Score 2\_3 (Darstellung der Trachea) möglich.

### 3.2 Datenkollektiv

Die zur Verwendung in dieser Studie gespeicherten Topogramme lassen sich nach der bei der Aufnahme verwendeten Röhrenspannung und der abgebildeten Körperregion ordnen. Auf jede XACB\_RAW-Datei wurden drei verschiedene Rekonstruktionskernels angewandt, sodass es genau drei Mal so viele DICOM-Dateien wie XACB\_RAW-Dateien gibt.

Insgesamt wurden 293 XACB\_RAW-Dateien gespeichert, sodass 879 DICOM-Dateien entstanden. 65 dieser 293 Topogramme wurden mit 80 kV, 115 mit 100 kV und 113 mit 120 kV aufgenommen. Die Region Thorax ist auf 126 Aufnahmen zu sehen, die Region Abdomen wurde 85 Mal aufgenommen und Thorax und Abdomen sind auf 82 Topogrammen abgebildet.

Übersicht über die verwendeten XACB_RAW-Dateien				
	Thorax	Abdomen	Thorax/Abdomen	insgesamt
80 kV	35	15	15	65
100 kV	47	36	32	115
120 kV	44	34	35	113
insgesamt	126	85	82	<b>293</b>
Anteil an der Gesamtanzahl	43%	29,1%	27,9%	100%

Tabelle 11: Übersicht über die verwendeten XACB\_RAW-Dateien

Die Mehrzahl der in dieser Studie verwendeten Topogramme wurde mit einer Stromstärke von 20 mA aufgezeichnet (265). Weitere Parameter bezüglich der Stromstärke waren 30 mA (12 Topogramme), 36 mA (4 Topogramme) und 50 mA (12 Topogramme).

### 3.3 statistische Auswertung

#### 3.3.1 Überprüfung der Normalverteilung

Es wurde untersucht, ob bei den erhobenen Score-Werten eine Normalverteilung vorliegt. Zu diesem Zweck wurden QQ-Diagramme erstellt (s. Anhang).

Bei der Auswertung der Score-Werte der Topogramme der Abdomen-Region ergibt sich eine Normalverteilung für alle Scores. Die bei den Topogrammen der Thorax-Region vergebenen Punktwerte lassen bei allen Scores mit Ausnahme von Score 2\_3 den Schluss einer Normalverteilung zu, hier kann eine geringfügig asymmetrische Streuung um die Gerade beobachtet werden. Die gleiche Feststellung lässt sich bei Score 2\_4 bei Aufnahmen der Thorax/Abdomen-Region machen, alle anderen Scores können jedoch als normalverteilt gewertet werden. Bei den nicht-normalverteilten Punktwerten der zwei oben genannten Scores wurden zusätzliche statistische Tests durchgeführt (s. Abschnitt 2.8).

#### 3.3.2 Bewertung der Bildqualität bei Topogrammen der Abdomen-Region

Insgesamt wurden 85 verschiedene Topogramme der Region Abdomen ausgewertet. Davon wurden 15 mit 80 kV aufgezeichnet (17,65%), 36 mit 100 kV (42,35%) und 34 mit 120 kV (40%). Durch die Rekonstruktion mit den 3 verschiedenen Kernels ergaben sich 255 DICOM-Dateien, die zur Auswertung herangezogen wurden, davon jeweils 85 zu jedem Kernel zugehörig.

Die Streubreite der Werte reicht jeweils vom Minimal- zum Maximalwert.

Scoring-Ergebnisse aller Topogramme der Abdomen-Region						
	Likert	Score 1_1	Score 1_2	Score 2_1	Score 2_2	Score 2_3
Mittelwert	2,761	2,792	2,067	2,569	1,553	1,545
Median	3	2	3	3	2	2
Standardabweichung	1,043	0,901	0,737	1,440	1,070	1,118
p-Wert für die Spannung	<0,001	0,096	<0,001	0,09	0,001	0,326
p-Wert für die Kernels	0,005	0,127	<0,001	0,316	0,017	0,498
Score-Spannbreite	1-4	1 - 4	1 – 4	0 – 4	0 – 3	0 - 3

Tabelle 12: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Abdomen-Region

Um die statistische Signifikanz der Ergebnisse zu überprüfen, wurden die p-Werte berechnet. Das war erforderlich, um sicherzustellen, dass die unterschiedlichen Score-Mittelwerte tatsächlich (unter anderem) auf die verschiedenen Spannungen beziehungsweise Rekonstruktionskernels zurückzuführen sind. Das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 (5%) festgelegt.

Lediglich bei Score 1\_2 (Beurteilung der Weichteile) und 2\_2 (Abgrenzbarkeit der Leber) ergaben sich signifikante p-Werte sowohl für den Einfluss der Röhrenspannung als auch der Kernels auf die Bildqualität.

### Score 1\_2:

Die p-Werte legen eine Signifikanz der beobachteten Ergebnisse für die Beurteilung der Weichteile nahe: eine höhere Röhrenspannung hat sehr wahrscheinlich einen Einfluss auf das Erreichen eines höheren Score-Wertes. Bei Betrachtung der paarweisen Vergleiche ergeben sich für alle Kombinationen signifikante p-Werte. Es zeigen sich desto höhere Mittelwerte, je höher die Röhrenspannung gewählt worden war.

(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	-,539*	,000
	120	-,761*	,000
100	80	,539*	,000
	120	-,222	,050
120	80	,761*	,000
	100	,222	,050

*Tabelle 13: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 1\_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region*

Bei den paarweisen Vergleichen der Ergebnisse von Score 1\_2 zeigen sich signifikante Unterschiede der Punktwerte zwischen Kernel T20s und V80 sowie T20 und V80, jedoch nicht zwischen T20 und T20s. Die Ergebnisse lassen auf eine Überlegenheit der Kernels T20 und T20s gegenüber V80 schließen.

(I) Kernel	(J) Kernel	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
T20s	T20	-,024	1,000
	V80	,353*	,002
T20	T20s	,024	1,000
	V80	,376*	,001
V80	T20s	-,353*	,002
	T20	-,376*	,001

*Tabelle 14: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 1\_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region*

### **Score 2\_2:**

Bei Betrachtung der p-Werte der Scores 2\_1 bis 2\_3 lässt sich feststellen, dass der Zusammenhang zwischen hoher Röhrenspannung und hohen Punktwerten lediglich bei der Beurteilung der Leber als signifikant zu werten ist.

Des Weiteren zeigt sich, dass sich die Bildqualität, die in unterschiedlichen Score-Werten Ausdruck findet, bei Aufnahmen mit 80 kV und 120 kV Röhrenspannung sowie zwischen solchen mit 100 kV und 120 kV signifikant unterscheidet, nicht jedoch bei dem Vergleich zwischen 80 kV und 100 kV. Dies lässt auf eine bessere Darstellung der Leber bei einer Röhrenspannung von 120 kV gegenüber niedrigeren Einstellungen schließen.

(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	-,258	,476
	120	-,651*	<b>,001</b>
100	80	,258	,476
	120	-,393*	<b>,018</b>
120	80	,651*	<b>,001</b>
	100	,393*	<b>,018</b>

Tabelle 15: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2\_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region

Bei dem gleichen Vorgehen für die Rekonstruktionskernels ergeben sich lediglich signifikant höhere Score-Werte für Topogramme, die mit den Kernels T20 rekonstruiert wurden gegenüber solchen, welche mit V80 bearbeitet worden waren.

(I) Kernel	(J) Kernel	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
T20s	T20	-,118	1,000
	V80	,329	,134
T20	T20s	,118	1,000
	V80	,447*	<b>,016</b>
V80	T20s	-,329	,134
	T20	-,447*	<b>,016</b>

Tabelle 16: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 2\_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region

### 3.3.2.1 Einfluss der Röhrenspannung auf die Bildqualität

Um die Auswirkung der verschiedenen Spannungen auf die Bildqualität abschätzen zu können, wurden die Scoring-Ergebnisse getrennt nach der angewandten Röhrenspannung bei der Aufnahme betrachtet.

Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Abdomen-Region aufgeteilt nach Spannung (p-Werte, die statistische Signifikanz nahelegen, sind <b>fett</b> gedruckt)					
	Score 1_1	Score 1_2	Score 2_1	Score 2_2	Score 2_3
<b>80 kV</b>					
Mittelwert	2,600	1,533	2,400	1,178	1,356
Median	2	4	3	1	2
Standardabweichung	1,095	0,588	1,529	1,007	1,151
<b>100 kV</b>					
Mittelwert	2,741	2,074	2,407	1,444	1,648
Median	2	3	1	1	2
Standardabweichung	0,890	0,666	1,473	1,088	1,105
<b>120 kV</b>					
Mittelwert	2,931	2,294	2,814	1,833	1,520
Median	2	3	3	2	2
Standardabweichung	0,799	0,752	1,340	1,016	1,115
Score-Spannbreite	1 – 4	1 – 4	0 – 4	0 – 3	0 - 3
p-Wert	0,096	<b>&lt;0,001</b>	0,09	<b>0,001</b>	0,326

Tabelle 17: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Abdomen-Region aufgeteilt nach Spannung

Bei der Bewertung der knöchernen Strukturen und der Weichteile ohne definierte Kriterien (Score 1\_1 und 1\_2) sind die erreichten Score-Werte durchweg besser, je höher die Röhrenspannung gewählt worden war. Analog zum Gesamtkollektiv der Abdomen-Topogramme erreicht der Score zur Bewertung der Knochen einen weitaus besseren Wert, als der zur Bewertung der Weichteile herangezogene Score. Bei beiden ergibt im Vergleich zu den Ergebnissen aller Abdomen-Aufnahmen lediglich das Ergebnis der mit 120 kV aufgenommenen Topogramme einen klar besseren Wert. Für die Bewertung der Weichteile ergibt sich ein p-Wert, welcher einen signifikanten Einfluss der gewählten Röhrenspannung auf die erzielten Score-Werte nahelegt.

Bei Score 1\_1 unterscheiden sich alle drei verschiedenen Spannungen im direkten Vergleich hinsichtlich der von den jeweilig korrespondierenden Topogrammen

erzielten Score-Werte signifikant voneinander. Die mit 120 kV aufgenommenen Topogramme erreichen den höchsten Mittelwert, die mit 80 kV erstellten Aufnahmen den niedrigsten.

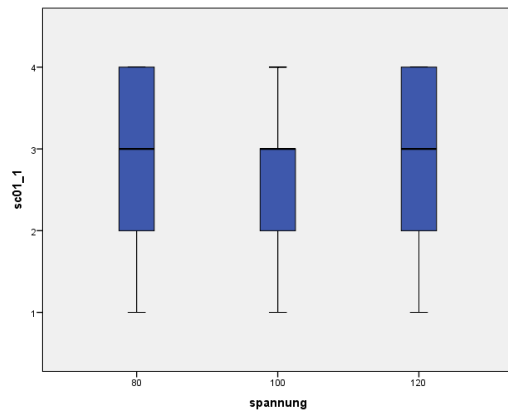


Abbildung 6: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_1 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

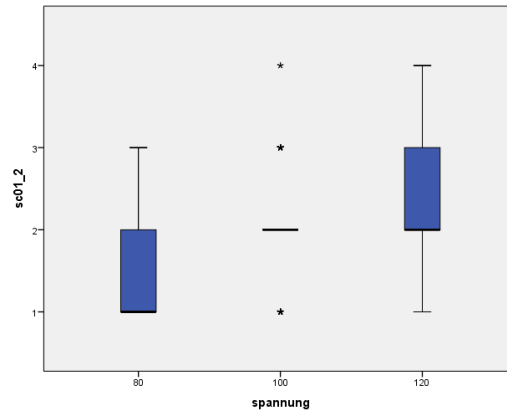


Abbildung 7: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_2 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

Die Score-Parameter zur Bewertung der Wirbelkörper, der Leber und eines Rippenpaares zeigen bei 80 kV die schlechtesten Werte. Während die mit 120 kV aufgenommenen Topogramme bei Score 2\_1 und 2\_2 (Bewertung der Wirbelkörper und der Leber) die mit Abstand höchsten Werte erhielten, ist bei Score 2\_3 (Bewertung eines Rippenpaares) der Durchschnittswert der 100 kV-Dateien höher, als der der 120 kV-Dateien.

Bei der Bewertung der Leberabgrenzbarkeit unterscheiden sich lediglich die Score-Werte der mit 120 kV und 100 kV sowie der mit 120 kV und 80 kV Röhrenspannung erzeugten Topogramme signifikant voneinander. Die mit 120 kV aufgezeichneten Topogramme erreichen dabei den jeweils höheren durchschnittlichen Score-Wert.



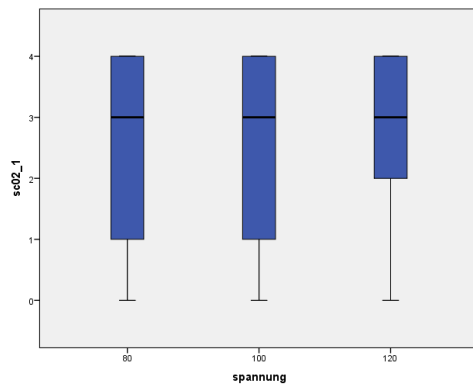


Abbildung 8: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_1 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

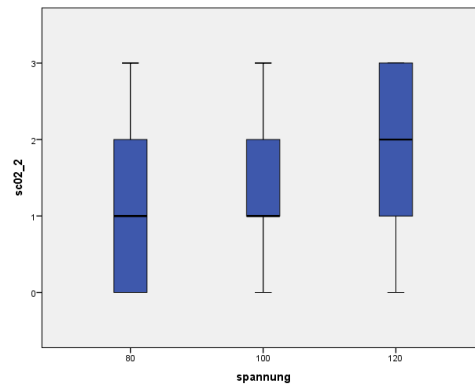


Abbildung 9: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_2 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

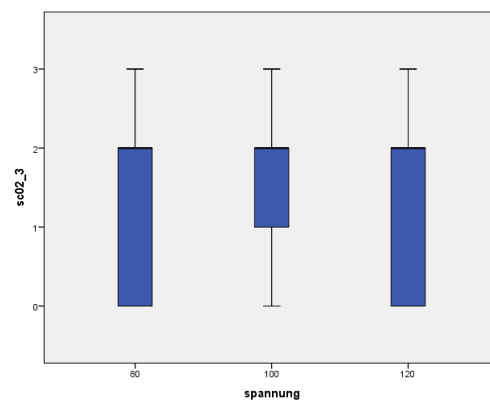


Abbildung 10: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_3 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

### 3.3.2.2 Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität

Um die Auswirkung der verschiedenen Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität abschätzen zu können, wurden die Scoring-Ergebnisse getrennt nach T20, V80 und T20s betrachtet.

Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Abdomen-Region aufgeteilt nach Kernels (p-Werte, die statistische Signifikanz nahelegen, sind <b>fett</b> gedruckt)					
	Score 1_1	Score 1_2	Score 2_1	Score 2_2	Score 2_3
<b>T20s</b>					
Mittelwert	2,882	2,176	2,553	1,624	1,565
Median	2	3	3	2	2
Standardabweichung	0,956	0,743	1,452	1,046	1,107
<b>V80</b>					
Mittelwert	2,635	1,824	2,412	1,294	1,435
Median	2	3	3	1	2
Standardabweichung	0,843	0,710	1,490	1,121	1,107
<b>T20</b>					
Mittelwert	2,859	2,200	2,741	1,741	1,635
Median	2	3	3	2	2
Standardabweichung	0,888	0,704	1,373	1,002	1,143
Score-Spannbreite	1 – 4	1 – 4	0 – 4	0 – 3	0 – 3
p-Wert	0,127	<b>&lt;0,001</b>	0,316	<b>0,017</b>	0,498

Tabelle 18: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Abdomen-Region aufgeteilt nach Kernels

Die Scores zur Beurteilung der knöchernen Strukturen sowie der Weichteile in ihrer Gesamtheit zeigen bei den Kernels T20 und T20s durchweg bessere Werte als bei V80.

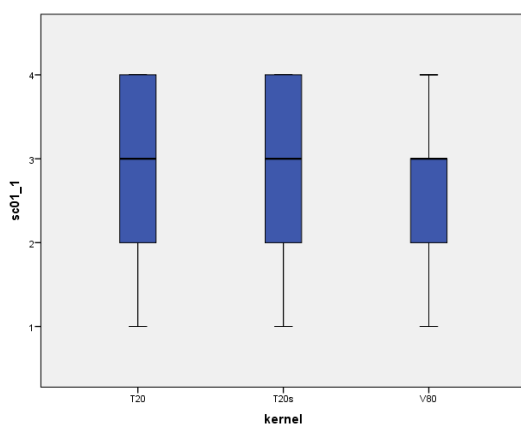


Abbildung 11: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_1 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

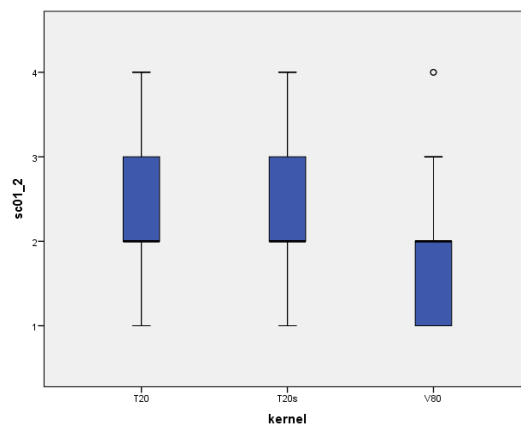


Abbildung 12: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_2 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

Dieser Eindruck bestätigt sich auch bei Betrachtung der Ergebnisse der Mittelwerte der Scores zur Beurteilung der Wirbelkörper, der Leber sowie eines Rippenpaares. Hier erreicht T20 durchgehend höhere Werte als T20s, vor allem bezüglich der Darstellbarkeit der Wirbelkörper, während sie bei der oben beschriebenen Bewertung ähnliche Bewertungen erhielten.

Die bei der Bewertung der Weichteile vergebenen Punktwerte unterscheiden sich signifikant bei Dateien, welche mit dem Rekonstruktionskernel V80 erstellt wurden, von den Topogrammen, bei denen die beiden anderen Kernels verwendet wurden. Hierbei ergeben sich höhere durchschnittliche Score-Werte für die mit T20 und T20s rekonstruierten Dateien. Dies kann in entsprechenden Boxplots nachvollzogen werden (s.o.).

Bei der Beurteilung der Leber lässt sich lediglich ein signifikant höherer Mittelwert bei den mit Kernel T20 rekonstruierten Dateien im Vergleich mit den mit Kernel V80 erstellten Dateien nachweisen.

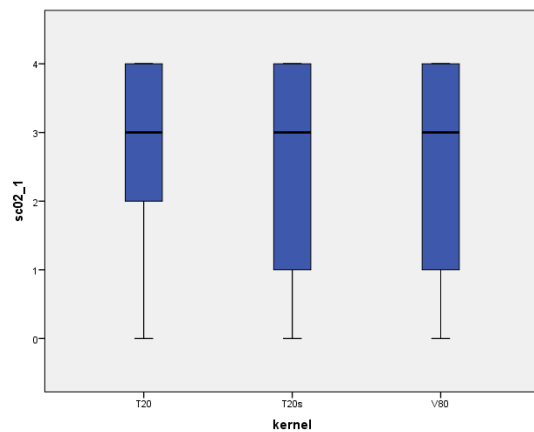


Abbildung 13: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_1 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

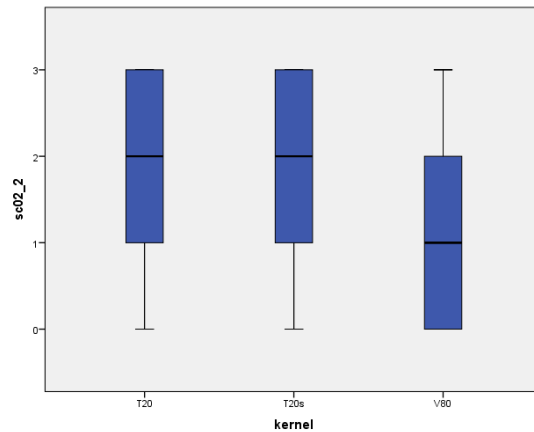


Abbildung 14: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_2 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

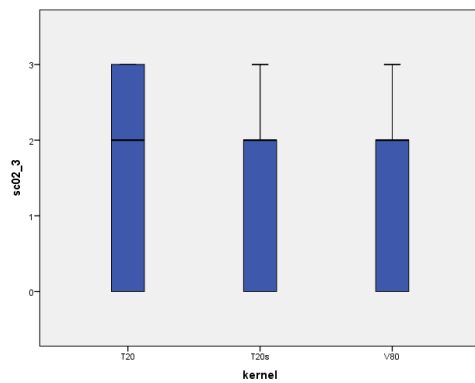


Abbildung 15: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_3 von Topogrammen der Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

### 3.3.3 Bewertung der Bildqualität bei Topogrammen der Thorax-Region

Insgesamt wurden 126 verschiedene Topogramme der Region Thorax ausgewertet. Davon wurden 35 mit 80 kV aufgezeichnet (27,8%), 47 mit 100 kV (37,3%) und 44 mit 120 kV (34,9%). Durch Anwendung der drei verschiedenen Kernels wurden die Topogramme rekonstruiert und es ergaben sich 378 DICOM-Dateien, die zur Auswertung herangezogen wurden, davon jeweils 126 als T20s-, T20- und V80-Version.

Die Streubreite der Werte reicht jeweils vom Minimal- zum Maximalwert.

Folgende Score-Mittelwerte ergaben sich für die Gesamtheit der Thorax-Topogramme, ohne zwischen den verschiedenen Spannungen und Rekonstruktionskernels zu differenzieren:

Scoring-Ergebnisse aller Topogramme der Thorax-Region						
	Likert	Score 1_1	Score 1_2	Score 2_1	Score 2_2	Score 2_3
Mittelwert	3,050	2,738	2,931	2,604	2,250	2,632
Median	3	2	2	3	2	3
Standardabweichung	0,862	0,911	0,805	1,342	0,837	0,700
p-Wert für die Spannung	0,006	<b>0,001</b>	0,071	<b>&lt;0,001</b>	0,967	<b>&lt;0,001</b>
p-Wert für die Kernels	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,347	<b>0,008</b>
Score-Spannbreite	1-4	1 - 4	1 – 4	0 – 4	0 – 3	0 - 3

Tabelle 19: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax-Region

Die errechneten p-Werte legen bei allen Scores bis auf Score 2\_2 (Beurteilung der Herzsilhouette) einen signifikanten Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität nahe. Die bei der Aufzeichnung des Topogramms verwendete Röhrenspannung hat bei den Scores zur Bewertung der knöchernen Strukturen insgesamt, der Wirbelkörper sowie der Trachea einen signifikanten Einfluss auf das Erzielen höherer Score-Werte.

### Score 1\_1:

Bei Betrachtung der unten stehenden Tabelle lässt sich feststellen, dass statistisch signifikante Unterschiede zwischen Score-Werten bezüglich der Darstellung der knöchernen Strukturen von Topogrammen, die mit einer Röhrenspannung von 80 kV und 100 kV sowie zwischen solchen, die mit 80 kV und 120 kV aufgezeichnet wurden, bestehen. Hierbei besteht eine Überlegenheit der mit 100 beziehungsweise 120 kV aufgezeichneten Topogramme gegenüber den mit 80 kV erstellten. Lediglich Topogramme, die mit 100 kV und 120 kV erstellt wurden, zeigen keinen signifikanten Unterschied in der erreichten durchschnittlichen Punktzahl.

(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	-,299*	,021
	120	-,435*	,000
100	80	,299*	,021
	120	-,136	,574
120	80	,435*	,000
	100	,136	,574

Tabelle 20: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 1\_1 bei Topogrammen der Thorax-Region

Die Rekonstruktionskernels T20 und T20s zeigen signifikant höhere Score-Werte als V80, zwischen den beiden Kernels besteht jedoch kein signifikanter Unterschied.

(I) Kernel	(J) Kernel	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
T20s	T20	,238	,085
	V80	,643*	,000
T20	T20s	-,238	,085
	V80	,405*	,001
V80	T20s	-,643*	,000
	T20	-,405*	,001

Tabelle 21: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 1\_1 bei Topogrammen der Thorax-Region

### Score 1\_2:

Bei der Beurteilung der Weichteile ergibt sich nur für die verwendeten Rekonstruktionskernels ein p-Wert, der statistische Signifikanz nahelegt, nicht jedoch für die verwendete Röhrenspannung.

Während sich die Kernels T20 und T20s im Hinblick auf die erreichten Score-Werte statistisch signifikant von Kernel V80 unterscheiden, ist eine solche Aussage für Unterschiede zwischen diesen beiden Kernels nicht möglich. Mit V80 rekonstruierte Topogramme wurden signifikant schlechter beurteilt, als solche, welche mit einem der beiden anderen Kernels erstellt worden waren.

(I) Kernel	(J) Kernel	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
T20s	T20	,016	1,000
	V80	,405*	,000
T20	T20s	-,016	1,000
	V80	,389*	,000
V80	T20s	-,405*	,000
	T20	-,389*	,000

Tabelle 22: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 1\_2 bei Topogrammen der Thorax-Region

### Score 2\_1:

Es zeigen sich signifikante Unterschiede der erreichten Score-Mittelwerte hinsichtlich der Beurteilung der Wirbelkörper zwischen Topogrammen, die mit 80 kV aufgezeichnet wurden, zu solchen, die mit 100 kV oder 120 kV erstellt wurden. Eine Röhrenspannung von 80 kV führte hier zu niedrigeren Score-Werten, als es bei einer höheren Spannung der Fall war. Zwischen Topogrammen, für deren Aufnahme 100 kV und 120 kV aufgewandt wurden, bestehen keine signifikant unterschiedlichen Score-Ergebnisse.

(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	-,774*	,000
	120	-,631*	,001
100	80	,774*	,000
	120	,143	1,000
120	80	,631*	,001
	100	-,143	1,000

Tabelle 23: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2\_1 bei Topogrammen der Thorax-Region

Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den erreichten Score-Werten von mit dem Kernel V80 rekonstruierten Topogrammen zu denjenigen, die mit den Kernels T20 oder T20s bearbeitet wurden, nicht jedoch zwischen den mit T20 und T20s erstellten Dateien. Die mit V80 rekonstruierten Topogramme zeigten signifikant schlechtere Score-Ergebnisse.

(I) Kernel	(J) Kernel	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
T20s	T20	,034	1,000
	V80	,795*	,000
T20	T20s	-,034	1,000
	V80	,761*	,000
V80	T20s	-,795*	,000
	T20	-,761*	,000

Tabelle 24: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 2\_1 bei Topogrammen der Thorax-Region

### Score 2\_3:

Die Score-Werte zur Bewertung der Einsehbarkeit der Trachea von Topogrammen, welche mit 80 kV Röhrenspannung aufgenommen wurden, unterscheiden sich signifikant von den Werten der restlichen, mit 100 kV oder 120 kV erstellten Topogramme, und zwar erreichten mit 80 kV erstellte Topogramme niedrigere Score-Werte. Die Einstellungen mit 100 kV beziehungsweise 120 kV zeigen wiederum keine signifikant voneinander abweichenden Ergebnisse.



(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	-,402*	,000
	120	-,468*	,000
100	80	,402*	,000
	120	-,066	1,000
120	80	,468*	,000
	100	,066	1,000

Tabelle 25: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2\_3 bei Topogrammen der Thorax-Region

Der errechnete p-Wert lässt auf einen statistisch signifikanten Einfluss des jeweils verwendeten Rekonstruktionskernels schließen, jedoch können bei der Betrachtung der paarweisen Vergleiche keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Kernels ausgemacht werden.

(I) Kernel	(J) Kernel	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
T20s	T20	,016	1,000
	V80	,272*	,258
T20	T20s	-,016	1,000
	V80	,256*	,429
V80	T20s	-,272*	,258
	T20	-,256*	,429

Tabelle 26: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 2\_3 bei Topogrammen der Thorax-Region

### 3.3.3.1 Einfluss der Röhrenspannung auf die Bildqualität

Um die Auswirkung der verschiedenen Spannungen auf die Bildqualität abschätzen zu können, wurden die Score-Mittelwerte nach der für die Aufnahme verwendeten Röhrenspannung angeordnet.

Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax-Region aufgeteilt nach Spannung (p-Werte, die statistische Signifikanz nahelegen, sind <b>fett</b> gedruckt)					
	Score 1_1	Score 1_2	Score 2_1	Score 2_2	Score 2_3
<b>80 kV</b>					
Mittelwert	2,476	2,810	2,094	2,253	2,284
Median	3	2	2	2	3
Standardabweichung	0,921	0,748	1,377	0,787	0,927
<b>100 kV</b>					
Mittelwert	2,773	2,922	2,865	2,234	2,723
Median	2	2	3	2	3
Standardabweichung	0,889	0,747	1,311	0,825	0,611
<b>120 kV</b>					
Mittelwert	2,909	3,038	2,729	2,265	2,803
Median	2	2	3	2	3
Standardabweichung	0,886	0,894	1,248	0,890	0,453
Score-Spannbreite	1 – 4	1 – 4	0 – 4	0 – 3	0 – 3
p-Wert	<b>&lt;0,001</b>	0,071	<b>&lt;0,001</b>	0,967	<b>&lt;0,001</b>

Tabelle 27: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax-Region aufgeteilt nach Spannung

Die Beurteilung der knöchernen Strukturen und der Weichteile in ihrer Gesamtheit ergibt umso höhere Mittelwerte, je höher die verwendete Röhrenspannung ist.

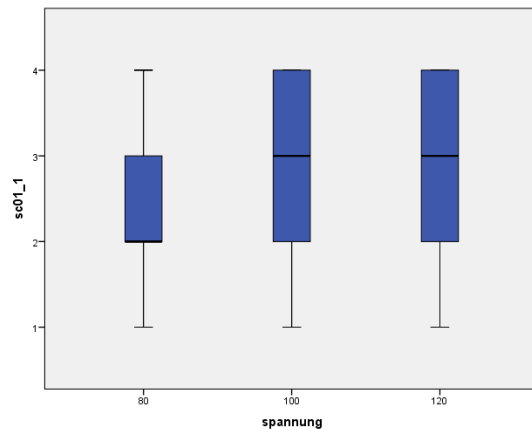


Abbildung 16: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_1 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

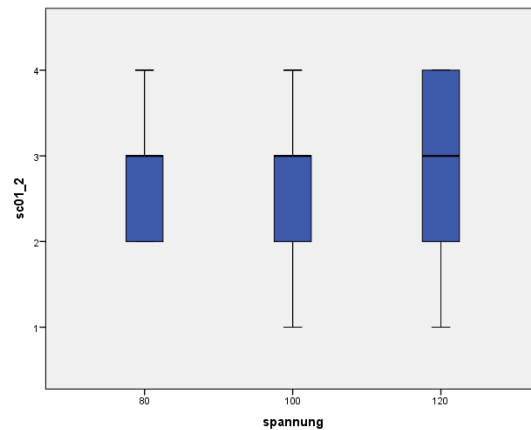


Abbildung 17: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_2 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

Bei der Beurteilung der Wirbelkörper fällt eine große Differenz der Mittelwerte zwischen den mit 80 kV und den mit 100 kV beziehungsweise 120 kV aufgenommenen Topogrammen auf, die jeweils deutlich bessere Bewertungen erhielten. Der Unterschied zwischen 100 kV und 120 kV fällt sehr viel geringer aus, hier ergibt sich ein höherer Wert für die mit 100 kV aufgezeichneten Aufnahmen. Bei der Bewertung der Darstellungsqualität der Trachea (Score 2\_3) lässt sich ähnliches beobachten, jedoch ist hier der Wert von den mit 120 kV erstellten Topogrammen der höchste. Ein entsprechendes Boxplot-Diagramm lässt auf viele Ausreißer schließen (s.u.). Die Score-Werte bei 2\_2 (Abgrenzbarkeit der Herzsilhouette) zeigen keine deutlichen Unterschiede.

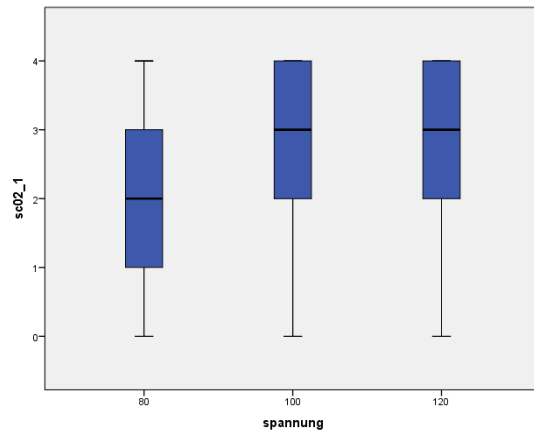


Abbildung 18: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_1 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

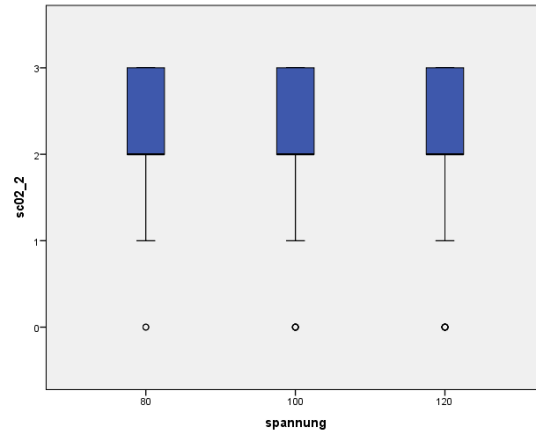


Abbildung 19: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_2 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

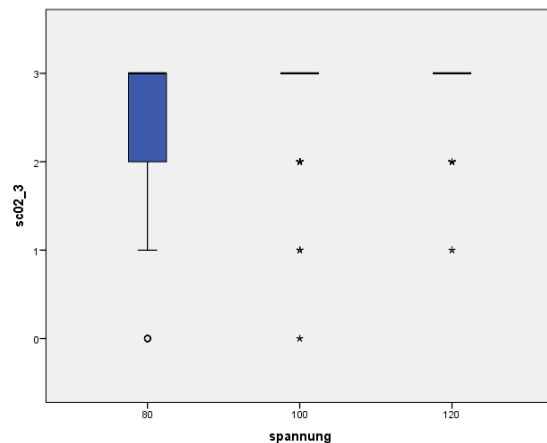


Abbildung 20: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_3 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

Die verwendete Röhrenspannung hat sehr wahrscheinlich einen signifikanten Effekt auf das Erreichen hoher Punktwerte bei der Bewertung der knöchernen Strukturen (Score 1\_1 und 2\_1) sowie bei der Beurteilung der Trachea (Score 2\_3).

Dabei ist der beobachtete Effekt bei all diesen Scores der gleiche: eine Röhrenspannung von 80 kV zeigt signifikant schlechtere Ergebnisse, als eine Röhrenspannung von 100 kV oder 120 kV – die Differenz der erreichten Score-Werte für diese beiden Spannungen ist jedoch nicht signifikant.

### 3.3.3.2 Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität

Um die Auswirkung der verschiedenen Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität abschätzen zu können, wurden die Score-Mittelwerte getrennt nach T20, V80 und T20s angeordnet.

Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax-Region aufgeteilt nach Kernels (p-Werte, die statistische Signifikanz nahelegen, sind <b>fett</b> gedruckt)					
	Score 1_1	Score 1_2	Score 2_1	Score 2_2	Score 2_3
<b>T20s</b>					
Mittelwert	3,032	3,071	2,880	2,161	2,728
Median	2	2	3	2	3
Standardabweichung	0,857	0,750	1,267	0,868	0,587
<b>V80</b>					
Mittelwert	2,389	2,667	2,085	2,274	2,456
Median	3	2	2	2	3
Standardabweichung	0,876	0,769	1,343	0,800	0,847
<b>T20</b>					
Mittelwert	2,794	3,056	2,846	2,315	2,712
Median	2	2	3	3	3
Standardabweichung	0,888	0,832	1,270	0,840	0,607
Score-Spannbreite	1 – 4	1 – 4	0 – 4	0 – 3	0 - 3
p-Wert	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,347	<b>0,008</b>

Tabelle 28: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax-Region aufgeteilt nach Kernels

Bei der Bewertung der knöchernen Strukturen sowie der Weichteile erhielt der Rekonstruktionskernel V80 schlechtere Werte als T20 und T20s.

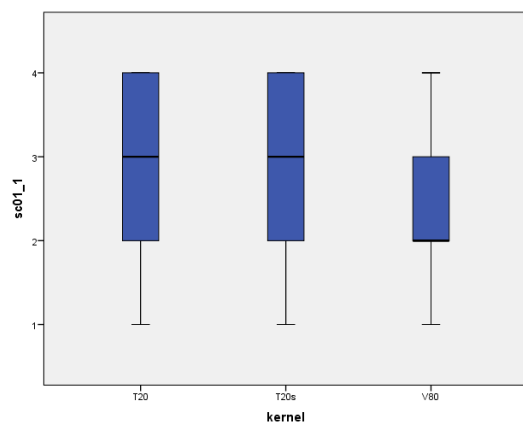


Abbildung 21: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_1 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Kernels

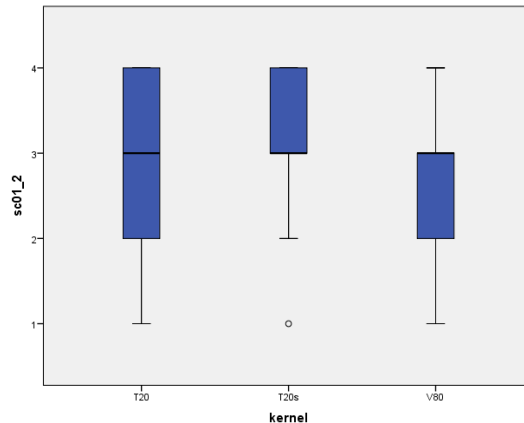


Abbildung 22: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_2 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Kernels

Die erreichten Score-Werte für die Abgrenzbarkeit der Wirbelkörper und der Trachea sind bei T20 und T20s ähnlich, V80 liegt deutlich darunter. Bei letztgenanntem Kriterium scheint eine hohe Streuung vorzuliegen. Bezüglich der Einsehbarkeit der Herzsilhouette erreicht T20 einen höheren Wert als V80, dessen Mittelwert wiederum höher ist, als der von T20s.

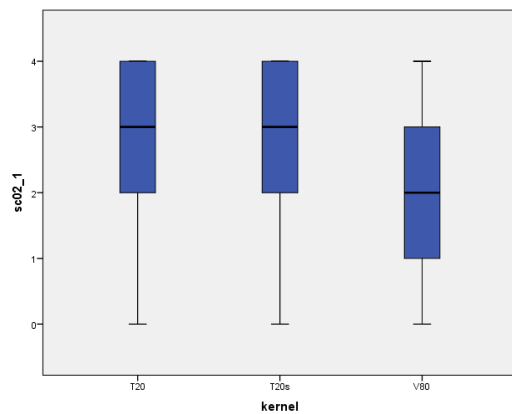


Abbildung 23: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_1 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Kernels

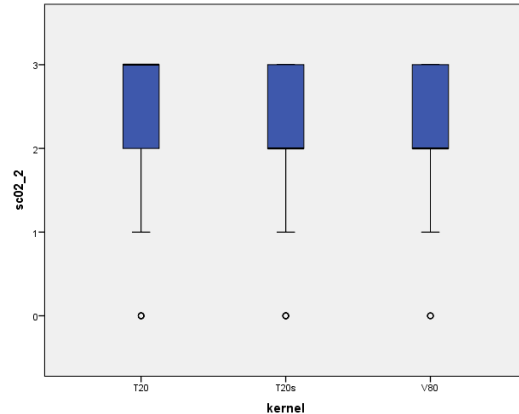


Abbildung 24: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_2 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Kernels

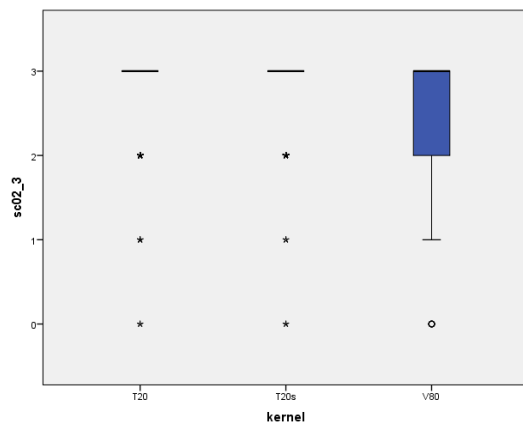


Abbildung 25: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_3 von Topogrammen der Thorax-Region, aufgeteilt nach Kernels

Bei Topogrammen der Thorax-Region wurde für alle Scores bis auf die Beurteilung der Herzsilhouette ein signifikanter Effekt der Rekonstruktionskernels auf die erreichten Punktwerte festgestellt. Dabei präsentierte sich durchgehend für alle Scores der gleiche Effekt: die mit V80 rekonstruierten Dateien erhielten niedrigere Punktwerte als solche, die mit T20 oder T20s bearbeitet wurden. Ein Unterschied

zwischen den erreichten Score-Werten von mit T20 und T20s bearbeiteten Topogramme ließ sich nicht nachweisen.

### 3.3.4 Bewertung der Bildqualität bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

Insgesamt wurden 82 verschiedene Topogramme der Region Thorax/Abdomen in die Auswertung miteinbezogen. Davon wurden 15 mit einer Röhrenspannung von 80 kV aufgezeichnet (18,3%), 32 mit 100 kV (39%) und 35 mit 120 kV (42,7%). Durch Anwendung der drei verschiedenen Rekonstruktionskernels ergaben sich 246 DICOM-Dateien, davon jeweils 82 als T20s-, T20- und V80-Version.

Die Streubreite der Werte reicht jeweils vom Minimal- zum Maximalwert.

Zunächst werden die Score-Mittelwerte für die Gesamtheit der Thorax/Abdomen-Topogramme betrachtet, ohne zwischen den verschiedenen Spannungen und Rekonstruktionskernels zu differenzieren.

Scoring-Ergebnisse aller Topogramme der Thorax/Abdomen-Region (p-Werte, die Signifikanz nahelegen, sind <b>fett</b> gedruckt)							
	Likert	Score 1_1	Score 1_2	Score 2_1	Score 2_2	Score 2_3	Score 2_4
Mittelwert	3,447	2,915	2,467	2,528	1,829	2,496	2,768
Median	4	2	3	3	2	3	3
Standardabweichung	0,654	0,893	0,569	1,442	0,991	0,669	0,563
p-Wert für die Spannung	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>
p-Wert für die Kernels	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,022</b>	0,102	0,121
Score-Spannbreite	1-4	1 - 4	1 – 4	0 – 4	0 – 3	0 - 3	0 – 3

Tabelle 29: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region

Es zeigt sich ein höherer Mittelwert bei der Beurteilung der knöchernen Strukturen als bei den Weichteilen.

Die errechneten p-Werte lassen auf einen statistisch signifikanten Einfluss der für die Aufnahme gewählten Röhrenspannung bei allen untersuchten Scores schließen, für die Rekonstruktionskernels besteht ein solcher Einfluss mit Ausnahme der Beurteilung der Herzsilhouette und der Trachea ebenfalls bei allen Scores.

### Score 1\_1:

Es zeigt sich eine statistisch signifikant schlechtere Bewertung der Score-Werte zur Beurteilung der knöchernen Strukturen von Topogrammen, die mit 80 kV aufgenommen wurden im Unterschied zu solchen, die mit 100 kV oder 120 kV aufgezeichnet wurden. Zwischen Topogrammen, bei welchen 100 kV und 120 kV Röhrenspannung verwendet wurde, zeigt sich kein signifikanter Unterschied der vergebenen Punktwerte.

(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	-,784*	,000
	120	-,816*	,000
100	80	,784*	,000
	120	-,032	1,000
120	80	,816*	,000
	100	,032	1,000

Tabelle 30: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 1\_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

Bei allen Vergleichen zwischen jeweils zwei Rekonstruktionskernels lässt sich ein statistisch signifikanter Unterschied der erhaltenen Punktwerte für die Darstellung der knöchernen Strukturen annehmen, lediglich der Vergleich von mit T20 und V80 rekonstruierten Dateien ergibt einen p-Wert  $> 0,05$  – somit unterscheiden sich ihre Punktwerte nicht signifikant voneinander. Wie der untenstehenden Tabelle entnommen werden kann, zeigt sich eine Überlegenheit der Kernel T20 und V80 gegenüber T20s.



(I) Kernel	(J) Kernel	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
T20s	T20	-,817*	,000
	V80	-,537*	,000
T20	T20s	,817*	,000
	V80	,280	,077
V80	T20s	,537*	,000
	T20	-,280	,077

Tabelle 31: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 1\_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

### Score 1\_2:

Alle möglichen Kombinationen der direkten Gegenüberstellung von jeweils zwei Spannungen bezüglich der Bewertung der Weichteile ergeben einen p-Wert, der einen signifikanten Unterschied der jeweiligen Spannungen nahelegt. Es wurden umso höhere Score-Werte erreicht, je höher die Röhrenspannung gewählt wurde.

(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	-,380*	,000
	120	-,567*	,000
100	80	,380*	,000
	120	-,186*	,032
120	80	,567*	,000
	100	,186*	,032

Tabelle 32: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 1\_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

Die mit T20 rekonstruierten Topogramme erreichen signifikant höhere Score-Werte als die mit den anderen beiden Kernels V80 und T20s erstellten Topogramme – diese unterscheiden sich wiederum nicht signifikant voneinander.

(I) Kernel	(J) Kernel	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
T20s	T20	-,329*	,000
	V80	-,122	,354
T20	T20s	,329*	,000
	V80	,207*	,035
V80	T20s	,122	,354
	T20	-,207*	,035

Tabelle 33: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 1\_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

### Score 2\_1:

Die Topogramme, die mit einer Röhrenspannung von 80 kV erstellt wurden, erhielten in der Bewertung der Darstellungsqualität der Wirbelkörper signifikant geringere Score-Werte, als solche, die mit 100 kV oder 120 kV aufgenommen wurden. Zwischen den beiden letztgenannten Spannungen besteht kein statistisch signifikanter Unterschied.

(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	-1,658*	,000
	120	-1,570*	,000
100	80	1,658*	,000
	120	,087	1,000
120	80	1,570*	,000
	100	-,087	1,000

Tabelle 34: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2\_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

Jeder Rekonstruktionskernel unterscheidet sich hinsichtlich der erzielten Score-Ergebnisse bezüglich der Wirbelkörper signifikant von den jeweils anderen Kernels. Hierbei zeigt sich T20 beiden anderen Kernels überlegen, T20s erhielt die geringsten durchschnittlichen Score-Werte.

(I) Kernel	(J) Kernel	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
T20s	T20	-,988*	,000
	V80	-,488*	,048
T20	T20s	,988*	,000
	V80	,500*	,031
V80	T20s	,488*	,048
	T20	-,500*	,031

*Tabelle 35: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 2\_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

### **Score 2\_2:**

Aufgrund der errechneten p-Werte liegt der Schluss nahe, dass die gewählte Röhrenspannung einen signifikanten Einfluss auf das durchschnittlich erreichte Score-Ergebnis bei der Beurteilung der Leber hat, ebenso besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den drei verschiedenen Spannungen: je höher die Röhrenspannung, desto ein höheres durchschnittliches Ergebnis wurde erreicht.

(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	-,652*	,000
	120	-1,004*	,000
100	80	,652*	,000
	120	-,352*	,021
120	80	1,004*	,000
	100	,352*	,021

Tabelle 36: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2\_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

Lediglich der Vergleich zwischen der mit den Kernels T20 und V80 rekonstruierten Topogramme weist auf statistisch signifikante Unterschiede hin, die mit T20 rekonstruierten Topogramme erhielten im Mittel höhere Score-Werte.

(I) Kernel	(J) Kernel	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
T20s	T20	-,098	1,000
	V80	,280	,178
T20	T20s	,098	1,000
	V80	,378*	,022
V80	T20s	-,280	,178
	T20	-,378*	,022

Tabelle 37: paarweise Vergleiche der verschiedenen Kernels für Score 2\_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

**Score 2\_3:**

Bei der Beurteilung der Herzsilhouette ergab sich nur für die gewählte Röhrenspannung ein globaler p-Wert, der Signifikanz nahelegt, nicht jedoch für die drei verschiedenen Rekonstruktionskernels.

Die Topogramme, bei deren Erstellung 100 kV und jene, bei denen 120 kV gewählt wurde, zeigen signifikant unterschiedliche Score-Werte. Zwischen den mit 80 kV und 100 kV aufgenommenen Topogrammen besteht hingegen kein signifikanter Unterschied.

(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	,180	,357
	120	-,242	,103
100	80	-,180	,357
	120	-,422*	<b>,000</b>
120	80	,242	,103
	100	,422*	<b>,000</b>

*Tabelle 38: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2\_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

**Score 2\_4:**

Jedweder Vergleich von zwei der insgesamt drei verschiedenen Spannungen lässt einen statistisch signifikanten Unterschied der erzielten Score-Werte bei der Bewertung der Darstellungsqualität der Trachea annehmen. Je höher die Röhrenspannung, mit der die Topogramme aufgezeichnet wurden, gewählt wurde, desto höhere Score-Werte wurden durchschnittlich erreicht.

(I) Spannung	(J) Spannung	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz
80	100	-,319*	,001
	120	-,520*	,000
100	80	,319*	,001
	120	-,201*	,013
120	80	,520*	,000
	100	,201*	,013

*Tabelle 39: paarweise Vergleiche der verschiedenen Spannungen für Score 2\_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

### 3.3.4.1 Einfluss der Röhrenspannung auf die Bildqualität

Im Folgenden werden die Score-Mittelwerte getrennt nach der angewandten Röhrenspannung bei der Aufnahme betrachtet, um die Auswirkung der verschiedenen Spannungen auf die Bildqualität abschätzen zu können.

Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region aufgeteilt nach Spannung (p-Werte, die statistische Signifikanz nahelegen, sind <b>fett</b> gedruckt)						
	Score 1_1	Score 1_2	Score 2_1	Score 2_2	Score 2_3	Score 2_4
<b>80 kV</b>						
Mittelwert	2,222	2,067	1,2	1,156	2,467	2,356
Median	3	3	1	1	3	3
Standardabweichung	0,795	0,330	1,290	0,928	0,694	0,802
<b>100 kV</b>						
Mittelwert	3,052	2,458	2,875	1,802	2,281	2,760
Median	2	3	3	2	2	3
Standardabweichung	0,851	0,560	1,275	0,866	0,777	0,594
<b>120 kV</b>						
Mittelwert	3,086	2,648	2,781	2,143	2,705	2,952
Median	2	2	3	2	3	3
Standardabweichung	0,833	0,571	1,330	0,985	0,458	0,214
Score-Spannbreite	1 – 4	1 – 4	0 – 4	0 – 3	0 – 3	0 – 3
p-Wert	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>

Tabelle 40: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region aufgeteilt nach Spannung

Sowohl bei der Bewertung der knöchernen Strukturen als auch der Weichteile haben Topogramme mit 120 kV Röhrenspannung die höchsten Score-Werte und solche mit 80 kV die niedrigsten erreicht – hier liegt zudem eine hohe Streuung vor. Besonders die Differenz zwischen Topogrammen, die mit 80 kV und 100 kV aufgezeichnet wurden fällt hier auf.

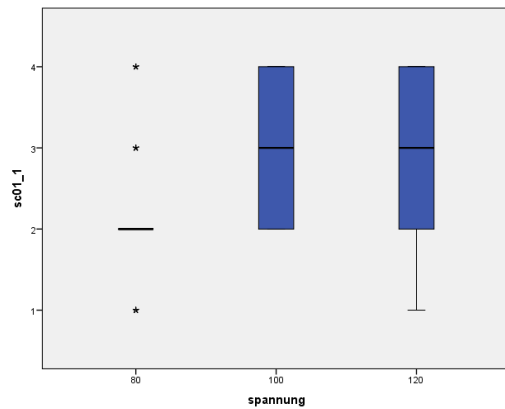


Abbildung 26: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_1 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

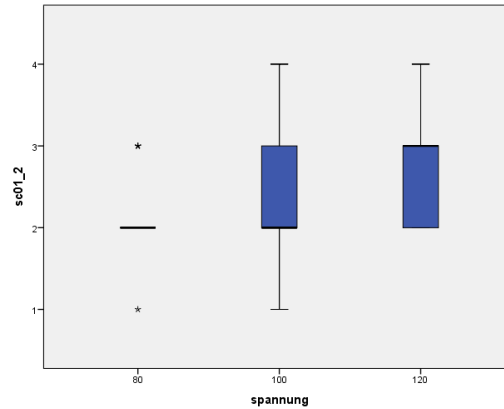


Abbildung 27: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_2 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

Die gleiche Beobachtung ist beim Scoring der Abgrenzbarkeit der Leber und der Trachea (Score 2\_2 und 2\_4) zu machen. Bei Score 2\_1 (Darstellung der Wirbelkörper) fällt eine extreme Differenz zwischen den mit 80 kV und 100 kV erstellten Topogrammen auf (im Mittel 1,675 Score-Punkte), die mit 120 kV erstellten Topogramme erreichen nicht ganz den Durchschnittswert der mit 100 kV aufgezeichneten Dateien. Nur beim Scoring der Herzsilhouette zeigt sich ein Score-Mittelwert der Topogramme mit 80 kV Röhrenspannung, welcher den der Dateien mit 100 kV übersteigt; die Topogramme, die mit 120 kV erstellt wurden, erreichen hier den höchsten Wert.

Durchweg zeigt sich ein statistisch signifikanter Einfluss der gewählten Röhrenspannung auf die erzielten Score-Werte und somit auf die Bildqualität.

Bei der Bewertung der knöchernen Strukturen in ihrer Gesamtheit ergeben sich signifikant niedrigere Score-Werte für Aufnahmen, die mit 80 kV erstellt wurden, solche mit 100 kV oder 120 kV unterscheiden sich nicht signifikant – anders als bei der Beurteilung der Weichteile, wo zusätzlich die Topogramme, die mit 120 kV aufgenommen wurden, signifikant bessere Ergebnisse erzielten, als die mit 100 kV erstellten Dateien.

Das Scoring der Wirbelkörper verhält sich ähnlich wie das der knöchernen Strukturen in ihrer Gesamtheit: Topogramme, die mit 80 kV aufgezeichnet wurden, erreichen



signifikant schlechtere Ergebnisse als solche, die mit 100 kV und 120 kV erstellt wurden.

Bei Score 2\_2 (Beurteilung der Leber) ist das gleiche Phänomen zu beobachten, jedoch zeigen sich hier zusätzlich signifikant höhere Score-Werte für Topogramme, die mit 120 kV Röhrenspannung aufgenommen wurden. Bei der Auswertung der paarweisen Vergleiche bei der Bewertung der Herzsilhouette ist das einzige statistisch signifikante Ergebnis eine Überlegenheit der Topogramme, die mit 120 kV aufgezeichnet wurden gegenüber solchen, bei deren Aufnahme 100 kV ausgewählt wurde.

Die Auswertung der Ergebnisse vom Scoring der Darstellungsqualität der Trachea zeigt eine statistisch signifikante Ordnung der verschiedenen Spannungen entsprechend ihrer Score-Werte: Topogramme, die mit 120 kV erstellt wurden, erreichen höhere Werte, als solche, bei denen 100 kV gewählt wurden, diese wiederum erzielen besserer Punktwerte, als Topogramme, die mit 80 kV Röhrenspannung erstellt wurden. Bei letztgenanntem Kriterium fällt zudem eine hohe Streuung der Score-Werte auf.

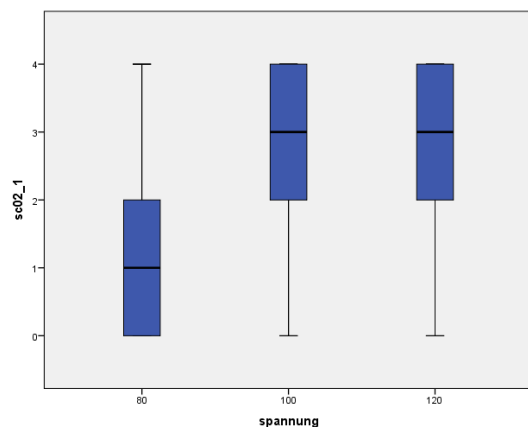


Abbildung 29: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_1 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

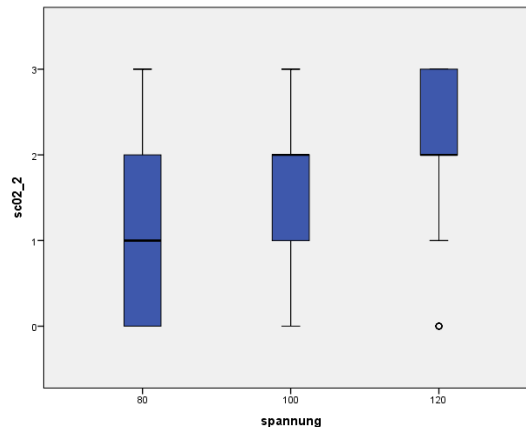


Abbildung 28: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_2 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

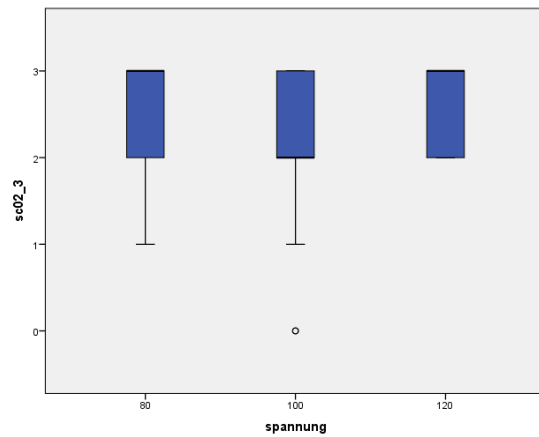


Abbildung 30: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_3 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

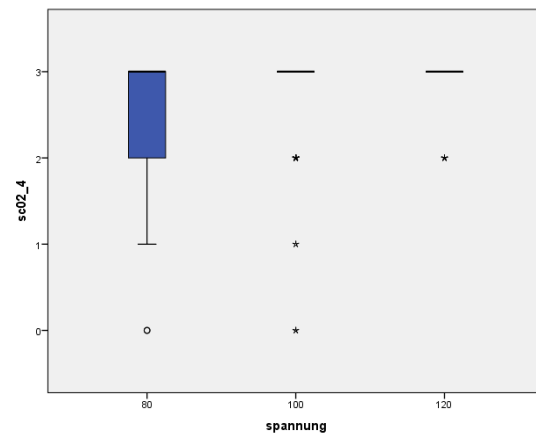


Abbildung 31: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_4 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Röhrenspannung

### 3.3.4.2 Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität

Um die Auswirkung der verschiedenen Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität abschätzen zu können, wurden die Score-Mittelwerte getrennt nach T20, V80 und T20s angeordnet.

Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region aufgeteilt nach Kernels (p-Werte, die statistische Signifikanz nahelegen, sind <b>fett</b> gedruckt)						
	Score 1_1	Score 1_2	Score 2_1	Score 2_2	Score 2_3	Score 2_4
<b>T20s</b>						
Mittelwert	2,463	2,317	2,037	1,890	2,402	2,720
Median	3	3	2	2	2	3
Standardabweichung	0,688	0,518	1,383	0,994	0,645	0,528
<b>V80</b>						
Mittelwert	3,000	2,439	2,524	1,610	2,476	2,707
Median	2	3	3	2	3	3
Standardabweichung	0,956	0,523	1,493	1,003	0,707	0,694
<b>T20</b>						
Mittelwert	3,280	2,646	3,024	1,988	2,610	2,878
Median	1	2	4	2	3	3
Standardabweichung	0,821	0,616	1,286	0,949	0,643	0,427
Score-Spannbreite	1 – 4	1 – 4	0 – 4	0 – 3	0 – 3	0 – 3
p-Wert	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,022</b>	0,102	0,121

Tabelle 41: Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region aufgeteilt nach Kernels

Die erreichten Punktwerte für das Scoring der knöchernen Strukturen und der Weichteile in ihrer Gesamtheit sind für die mit Kernel T20 rekonstruierten Dateien am höchsten, gefolgt von den mit V80 erstellten Bilddateien.

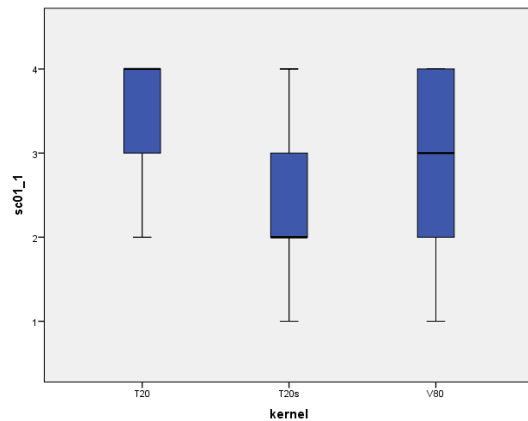


Abbildung 33: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_1 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

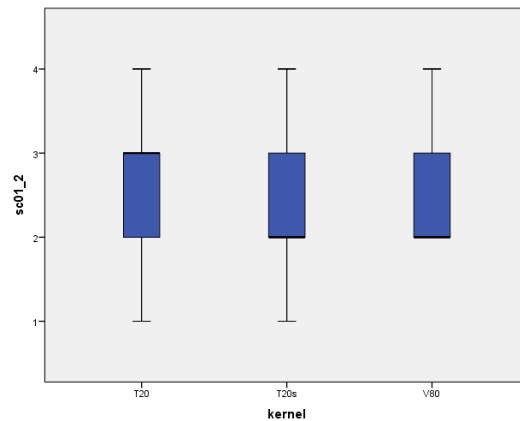


Abbildung 32: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 1\_2 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

Der gleiche Trend lässt sich bei der Beurteilung der Herzsilhouette (Score 2\_3) und insbesondere bei der Bewertung der Abgrenzbarkeit der Wirbelkörper (Score 2\_1) beobachten. Bei der Bewertung der Darstellungsqualität der Trachea zeigen sich annähernd gleiche Mittelwerte bei der Verwendung von Kernel T20s und V80, mit T20 rekonstruierte Topogramme erreichen die höchsten Score-Punktwerte. Hier muss jedoch eine hohe Streuung beachtet werden. Die erreichten Mittelwerte beim Scoring der Leber zeigen eine andere Rangfolge: mit V80 erstellte Topogramme zeigen niedrigere Werte, als jene mit T20s oder T20 rekonstruierte Dateien – diese erzielten mit 1,988 Punkten den Bestwert.

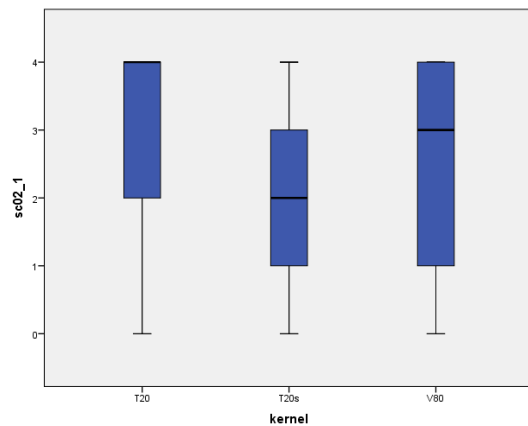


Abbildung 34: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_1 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

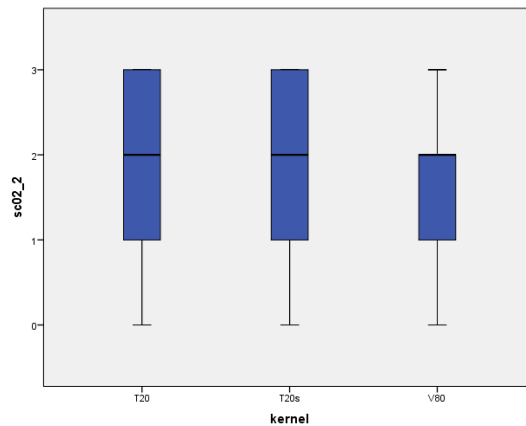


Abbildung 35: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_2 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

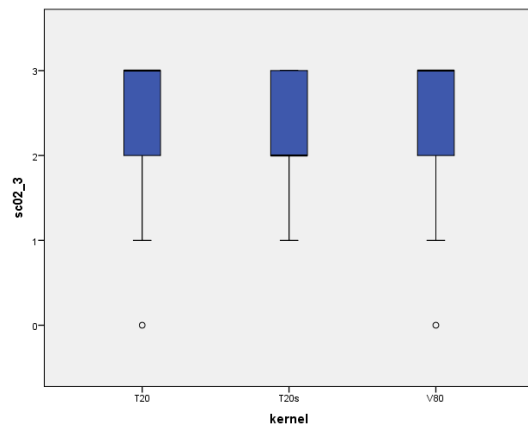


Abbildung 37: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_3 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

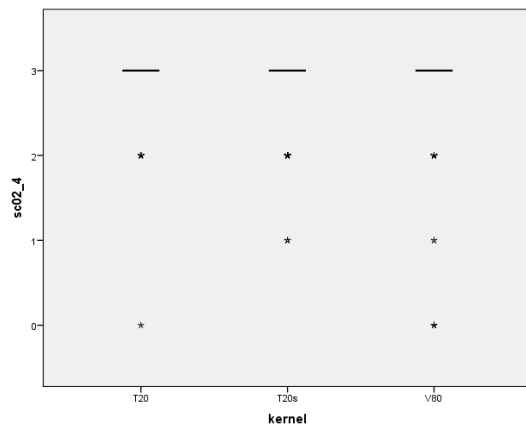


Abbildung 36: Boxplot zur Darstellung der Ergebnisse von Score 2\_4 von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region, aufgeteilt nach Kernels

Für alle Scores mit Ausnahme der Bewertung von Herzsilhouette und Trachea kann von einem statistisch signifikanten Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität ausgegangen werden.

Bei der Bewertung der knöchernen Strukturen unterschieden sich die Score-Ergebnisse zwischen den mit T20 und T20s rekonstruierten sowie den mit T20s und V80 rekonstruierten Topogramme signifikant voneinander, jedoch nicht die mit T20 und V80 bearbeiteten Dateien. Die mit T20 erstellten Dateien erhielten die besten durchschnittlichen Ergebnisse, gefolgt von den mit V80 rekonstruierten Aufnahmen.

Die schlechtesten Ergebnisse wurden für die mit Kernel T20s bearbeiteten Topogramme vergeben.

Bei der Untersuchung der erzielten Punktwerte bezüglich der Beurteilung der Weichteile ergibt sich im direkten Vergleich für alle Kombinationen der drei Rekonstruktionskernels außer für V80 und T20s ein signifikanter Unterschied. Die mit T20 erstellten Dateien erzielten die besten Score-Ergebnisse, die mit T20s rekonstruierten Topogramme erhielten die schlechtesten Bewertungen.

Bei der Beurteilung der Wirbelkörper präsentiert sich die gleiche Rangfolge. Hier unterscheiden sich die Score-Werte aller drei Gruppen signifikant voneinander.

Bei den Ergebnissen von Score 2\_2 (Darstellung der Leber) ergibt sich lediglich der Nachweis, dass mit T20 rekonstruierte Topogramme signifikant höhere Punktwerte erhielten, als solche Dateien, welche mit V80 erstellt wurden.

### 3.3.5 Überprüfung der Korrelation zwischen den Scores

Um zu kontrollieren, ob die Punktwerte der Scores, welche anhand festgelegter Parameter definiert sind (Scores 2\_1 – 2\_4), die Bewertung der Bildqualität ohne definierte Parameter widerspiegeln (Score 1\_1 und 1\_2), wurde die Korrelation verschiedener Kombinationen von Scores untersucht. Ein hoher Score-Wert, welcher ohne starre Parameter erhoben wurde, der mit einem Score-Wert korreliert, welcher im Gegensatz dazu eindeutig definiert ist, würde beispielsweise bestätigen, dass eben jener Parameter den Gesamteindruck adäquat widerspiegelt.

Des Weiteren wurde die Korrelation der an Parameter gebundene Scores, die jeweils beide knöchernen Strukturen beziehungsweise Weichteile beschreiben, untereinander untersucht (s. untenstehende Tabellen). Hierdurch soll kontrolliert werden, ob Scores, die anhand unterschiedlicher Parameter die gleiche Eigenschaft messen, also Bildqualität der knöchernen Strukturen beziehungsweise der Weichteile, gleichgerichtete Ergebnisse erzielen.

Bei allen Vergleichen zwischen jeweils zwei Scores wurde getrennt nach der abgebildeten Körperregion vorgegangen.

Zur Überprüfung einer etwaigen Korrelation wurden jeweils Tests nach Pearson und Spearman durchgeführt. Gleichgerichtete, nah beieinander liegende Ergebnisse

sprechen hier für keine beziehungsweise wenig stark ausgeprägte Ausreißer im jeweils untersuchten Datenkollektiv.

Die Untersuchung aller Kombinationen von jeweils zwei Scores, welche die Darstellungsqualität von knöchernen Strukturen beziehungsweise Weichteilen messen, ergab eine Korrelation zwischen den jeweils zwei gewählten Scores.

### 3.3.5.1 Topogramme der Abdomen-Region

<b>Abdomen</b>	<b>Knöcherne Strukturen</b>		<b>Weichteile / parenchymatöse Strukturen</b>
Knöcherne Strukturen insg.	Score 1_1	Weichteile insg.	Score 1_2
Wirbelkörper	Score 2_1	Leber	Score 2_2
Rippen	Score 2_3		

*Tabelle 42: Übersicht über die überprüften Korrelationen bei Topogrammen der Abdomen-Region*

Die Bewertung der knöchernen Strukturen in ihrer Gesamtheit korreliert sehr stark mit dem Scoring der Wirbelkörper und weniger ausgeprägt mit der Bewertung des Rippenpaares – diese beiden Scores korrelieren wiederum untereinander.

Ein ähnlicher Zusammenhang der Bewertung der Bildqualität besteht bei der Betrachtung der Weichteile, das heißt des Scorings der Weichteile (unspezifisch) und Score 2\_2 (Abgrenzbarkeit der Leber).

		Sc01_1	Sc02_1
Sc01_1	Korrelation nach Pearson	1	,775**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	255	255
Sc02_1	Korrelation nach Pearson	,775**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	255	255

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

		Sc01_1	Sc02_1	
Spearman-Rho	Sc01_1	Korrelationskoeffizient	1,000	,781**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	255	255
	Sc02_1	Korrelationskoeffizient	,781**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	255	255

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 43: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_1 und 2\_1 bei Topogrammen der Abdomen-Region

		Sc01_1	Sc02_3
Sc01_1	Korrelation nach Pearson	1	,563**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	255	255
Sc02_3	Korrelation nach Pearson	,563**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	255	255

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_1	Sc02_3
Spearman-Rho	Sc01_1	Korrelationskoeffizient	1,000	,568**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	255	255
	Sc02_3	Korrelationskoeffizient	,568**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	255	255

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 44: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_1 und 2\_3 bei Topogrammen der Abdomen-Region

		Sc01_2	Sc02_2
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	1	,612**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	255	255
Sc02_2	Korrelation nach Pearson	,612**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	255	255

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

*Tabelle 45: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_2 und 2\_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region*

			Sc01_2	Sc02_2
Spearman-Rho	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,611**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	255	255
	Sc02_2	Korrelationskoeffizient	,611**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	255	255

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

		Sc02_1	Sc02_3
Sc02_1	Korrelation nach Pearson	1	,565**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	255	255
Sc02_3	Korrelation nach Pearson	,565**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	255	255

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

*Tabelle 46: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2\_1 und 2\_3 bei Topogrammen der Abdomen-Region*

			Sc02_1	Sc02_3
Spearman-Rho	Sc02_1	Korrelationskoeffizient	1,000	,551**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	255	255
	Sc02_3	Korrelationskoeffizient	,551**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	255	255

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).



### 3.3.5.2 Topogramme der Thorax-Region

<b>Thorax</b>	Knöcherne Strukturen		Weichteile / parenchymatöse Strukturen
Knöcherne Strukturen insg.	Score 1_1	Weichteile insg.	Score 1_2
Wirbelkörper	Score 2_1	Herzsilhouette Trachea	Score 2_2 Score 2_3

*Tabelle 47: Übersicht über die überprüften Korrelationen bei Topogrammen der Thorax-Region*

Die Korrelation zwischen den Score-Werten, welche bei der Bewertung der knöchernen Strukturen insgesamt erreicht wurden und denen, welche bei der Beurteilung der Wirbelkörper gemessen wurden, ist äußerst stark.

Der signifikante Zusammenhang zwischen den Punktwerten, die für die Gesamtheit der knöchernen Strukturen beziehungsweise der parenchymatösen Strukturen verliehen wurden und denen, die anhand definierter Parameter gegeben wurden, spricht für valide Score-Parameter.

Bei der Betrachtung der Weichteile besteht ebenfalls eine Korrelation zu den korrespondierenden Scores 2\_2 (Herzsilhouette) und 2\_3 (Trachea). Der hier betrachtete Zusammenhang ist jedoch schwächer, als der oben beschriebene. Zudem ist die Korrelation zwischen der Bewertung der Einsehbarkeit der Trachea und der Beurteilung der Gesamtheit der Weichteile deutlich schwächer ausgeprägt, als es bei dem Scoring des Herzens der Fall ist.

Die Parameter zur Bewertung der Darstellungsqualität der Weichteile korrelieren miteinander, jedoch deutlich schwächer, als die bisher miteinander verglichenen Punktwerte.

		Sc01_1	Sc02_1
Sc01_1	Korrelation nach Pearson	1	,790**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	378	351
Sc02_1	Korrelation nach Pearson	,790**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	351	351

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01

(2-seitig) signifikant.

*Tabelle 48: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_1 und 2\_1 bei Topogrammen der Thorax-Region*

			Sc01_1	Sc02_1
Spearman -Rho	Sc01_1	Korrelationskoeffizient	1,000	,796**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	378	351
	Sc02_1	Korrelationskoeffizient	,796**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	351	351

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant

(zweiseitig).

		Sc01_2	Sc02_2
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	1	,468**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	378	372
Sc02_2	Korrelation nach Pearson	,468**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	372	372

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von

0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_2	Sc02_2
Spearm an-Rho	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,440**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	378	372
	Sc02_2	Korrelationskoeffizient	,440**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	372	372

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant

(zweiseitig).

*Tabelle 49: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_2 und 2\_2 bei Topogrammen der Thorax-Region*

		Sc01_2	Sc02_3
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	1	,233**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	378	375
Sc02_3	Korrelation nach Pearson	,233**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	375	375

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_2	Sc02_3
Spearman-Rho	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,227**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	378	375
	Sc02_3	Korrelationskoeffizient	,227**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	375	375

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 50: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_2 und 2\_3 bei Topogrammen der Thorax-Region

		Sc02_2	Sc02_3
Sc02_2	Korrelation nach Pearson	1	,106*
	Signifikanz (2-seitig)		,040
	N	372	372
Sc02_3	Korrelation nach Pearson	,106*	1
	Signifikanz (2-seitig)	,040	
	N	372	375

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

			Sc02_2	Sc02_3
Spearman-Rho	Sc02_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,115*
		Sig. (2-seitig)	.	,027
		N	372	372
	Sc02_3	Korrelationskoeffizient	,115*	1,000
		Sig. (2-seitig)	,027	.
		N	372	375

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 51: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2\_2 und 2\_3 bei Topogrammen der Thorax-Region

### 3.3.5.3 Topogramme der Thorax/Abdomen-Region

<b>Thorax/Abdomen</b>	Knöcherne Strukturen		Weichteile / parenchymatöse Strukturen
Knöcherne Strukturen insg.	Score 1_1	Weichteile insg.	Score 1_2
Wirbelkörper	Score 2_1	Leber Herzsilhouette Trachea	Score 2_2 Score 2_3 Score 2_4

*Tabelle 52: Übersicht über die überprüften Korrelationen bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

Bei der Betrachtung der Korrelation zwischen der Bewertung der knöchernen Strukturen insgesamt und der Beurteilung der Wirbelkörper kann ein ähnlich starker Zusammenhang wie er sich bereits bei den Topogrammen der Abdomen- und Thorax-Region ergab beobachtet werden.

Alle mithilfe von definierten Parametern vergebenen Score-Werte bei der Bewertung der Weichteile korrelieren statistisch signifikant mit dem allgemeinen Scoring der Weichteile. Die Scores zur Bewertung der Leber und der Herzsilhouette zeigen dabei eine ähnliche Korrelation, die stärker ausgeprägt ist, als der Zusammenhang zwischen dem Scoring der Darstellungsqualität der Trachea und der allgemeinen Beurteilung der Weichteile. Zudem besteht eine Korrelation zwischen den Scores zur Beurteilung der Leber, der Herzsilhouette und der Trachea, welche jeweils etwa gleich stark ausgeprägt ist.

		Sc01_1	Sc02_1
Sc01_1	Korrelation nach Pearson	1	,834**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	246	246
Sc02_1	Korrelation nach Pearson	,834**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_1	Sc02_1
Spearman-Rho	Sc01_1	Korrelationskoeffizient	1,000	,843**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	246	246
	Sc02_1	Korrelationskoeffizient	,843**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

*Tabelle 53: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_1 und 2\_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

		Sc01_2	Sc02_2
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	1	,367**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	246	246
Sc02_2	Korrelation nach Pearson	,367**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_2	Sc02_2
Spearman-Rho	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,369**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	246	246
	Sc02_2	Korrelationskoeffizient	,369**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

*Tabelle 54: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_2 und 2\_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

		Sc01_2	Sc02_3
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	1	,322**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	246	246
Sc02_3	Korrelation nach Pearson	,322**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_2	Sc02_3
Spearman-Rho	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,302**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	246	246
	Sc02_3	Korrelationskoeffizient	,302**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

*Tabelle 55: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_2 und 2\_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

		Sc01_2	Sc02_4
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	1	,250**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	246	246
Sc02_4	Korrelation nach Pearson	,250**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_2	Sc02_4
Spearman-Rho	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,262**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	246	246
	Sc02_4	Korrelationskoeffizient	,262**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

*Tabelle 56: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_2 und 2\_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

		Sc02_2	Sc02_3
Sc02_2	Korrelation nach Pearson	1	,190**
	Signifikanz (2-seitig)		,003
	N	246	246
Sc02_3	Korrelation nach Pearson	,190**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,003	
	N	246	246

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc02_2	Sc02_3
Spearman-Rho	Sc02_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,167**
		Sig. (2-seitig)	.	,009
		N	246	246
	Sc02_3	Korrelationskoeffizient	,167**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,009	.
		N	246	246

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 57: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2\_2 und 2\_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

		Sc02_2	Sc02_4
Sc02_2	Korrelation nach Pearson	1	,221**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	246	246
Sc02_4	Korrelation nach Pearson	,221**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	246	246

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc02_2	Sc02_4
Spearman-Rho	Sc02_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,222**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	246	246
	Sc02_4	Korrelationskoeffizient	,222**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	246	246

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 58: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2\_2 und 2\_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

		Sc02_3	Sc02_4
Sc02_3	Korrelation nach Pearson	1	,209**
	Signifikanz (2-seitig)		,001
	N	246	246
Sc02_4	Korrelation nach Pearson	,209**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,001	
	N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

*Tabelle 59: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2\_3 und 2\_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

			Sc02_3	Sc02_4
Spearman -Rho	Sc02_3	Korrelationskoeffizient	1,000	,148*
		Sig. (2-seitig)	.	,020
		N	246	246
	Sc02_4	Korrelationskoeffizient	,148*	1,000
		Sig. (2-seitig)	,020	.
		N	246	246

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant (zweiseitig).

#### 3.3.5.4 Überprüfung der Korrelation von Score 1\_1 mit 1\_2 für die drei untersuchten Körperregionen

Bei den Topogrammen der Abdomen-, Thorax- und Thorax/Abdomen-Region korrelieren die bei Score 1\_1 (knöcherne Strukturen) und Score 1\_2 (Weichteile) erzielten Punktwerte signifikant und zweiseitig miteinander.

Folglich erzielt die Bewertung der Bildqualität der knöchernen Strukturen und der Weichteile zusammenhängende und gleichgerichtete Ergebnisse.



## Abdomen:

		Sc01_1	Sc01_2
Sc01_1	Korrelation nach Pearson	1	,395**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	255	255
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	,395**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	255	255

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_1	Sc01_2
Spearman-Rho	Sc01_1	Korrelationskoeffizient	1,000	,381**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	255	255
	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	,381**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	255	255

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 60: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_1 und 1\_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region

## Thorax:

		Sc01_1	Sc01_2
Sc01_1	Korrelation nach Pearson	1	,644**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	378	378
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	,644**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	378	378

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_1	Sc01_2
Spearman-Rho	Sc01_1	Korrelationskoeffizient	1,000	,646**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	378	378
	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	,646**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	378	378

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 61: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_1 und 1\_2 bei Topogrammen der Thorax-Region

## Thorax/Abdomen:

		Sc01_1	Sc01_2
Sc01_1	Korrelation nach Pearson	1	,594**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	246	246
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	,594**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_1	Sc01_2
Spearman-Rho	Sc01_1	Korrelationskoeffizient	1,000	,605**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	246	246
	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	,605**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	246	246

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

*Tabelle 62: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_1 und 1\_2 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

Die Scores 1\_1 und 1\_2 korrelieren auch bei der Betrachtung getrennt nach untersuchter Körperregion statistisch signifikant miteinander. Dabei fällt auf, dass der beobachtete Zusammenhang bei Topogrammen der Thorax- und Thorax/Abdomen-Region deutlich stärker ist, als bei solchen, die die Abdomen-Region darstellen.

### 3.3.5.5 Bewertung der untersuchten Korrelationen

Die bestehenden Korrelationen zwischen den einzelnen Scores sprechen für die Validität der im Vorfeld definierten Parameter. Zwischen den Ergebnissen der Bewertung der Bildqualität von knöchernen Strukturen beziehungsweise Weichteilen mittels unterschiedlicher Parameter besteht ein linearer Zusammenhang, folglich wird annähernd die gleiche Eigenschaft gemessen. Diese Schlussfolgerung gilt sowohl für die Übereinstimmung der Bewertung mit Scores ohne fest definierte Parameter mit den erreichten Score-Werten mit eben solchen Parametern, als auch für den Vergleich zuletzt genannter Scores, welche Strukturen mit ähnlicher Dichte messen, untereinander. Ebenso wurde für Topogramme aller drei untersuchten Körperregionen eine statistisch signifikante Korrelation zwischen den zwei Scores

zur Beurteilung der unspezifischen Darstellungsqualität von knöchernen Strukturen und Weichteilen festgestellt.

### 3.4 Bewertung der Abgrenzbarkeit der Untersuchungsregion

Bei allen Topogrammen wurde im Verlauf des Scoring darauf geachtet, ob die Einzeichnung der für die CT gewünschten Untersuchungsregion adäquat möglich war. Dies war bei allen Aufnahmen der Fall.

### 3.5 Bewertung der Darstellungsqualität der Fremdkörper

Auf 113 der 293 Topogramme war mindestens ein Fremdkörper abgebildet, auf 180 Aufnahmen war kein Fremdkörper zu sehen. Als Goldstandard wurden die entsprechenden CT-Aufnahmen herangezogen.

Zunächst wurden die Mittelwerte der Punktwerte von Score 4\_3 getrennt für die jeweiligen Fremdkörper errechnet.

Fremdkörper	Anzahl		Median*	Mittelwert*
	DICOM	XACB_RAW		
Port-Katheter	102	34	3	2,941
Aortenstent (Thorax)	12	4	3	2,667
Aortenstent (Abdomen)	33	11	3	2,758
Platte Humerus	6	2	3	3
Nagel Humerus	3	1	3	3
Platte Femur	3	1	3	3
Hüft-TEP	72	24	3	3
Schrauben Hüfte	3	1	3	3
Spondylodese	9	3	3	3

Fremdkörper	Anzahl		Median*	Mittelwert*
	DICOM	XACB_RAW		
Drähte Sternum	39	13	3	3
Schrittmacher / ICD	33	11	3	3
Thoraxdrai- nage	6	2	2,5	2,5
Gitter (Navigation bei Intervention)	3	1	3	3
Schrauben / Metall Becken	3	1	3	3
Katheter (Ureter)	18	6	3	3
Katheter (Blase)	6	2	3	3
perkutane Abszessdrai- nage	3	1	3	3
Stent (Gallengänge)	9	3	3	3
PEG	9	3	3	3
Magensonde	6	2	3	3
Stoma / Stoma- Beutel	3	1	3	3
ZVK	3	1	3	3
nicht definitiv festzustellen	24	8		

Tabelle 63: Bewertung der Darstellungsqualität der Fremdkörper

\* jeweils bezogen auf die Punktwerte von Score 4\_3

Bei der Betrachtung der Ergebnisse können durchweg hohe Punktwerte sowohl für den Mittelwert als auch den Median beobachtet werden. Das spricht für eine sehr gute Darstellungsqualität von Fremdkörpern auf den in dieser Studie verwendeten Topogrammen, das heißt bei einer für die Aufzeichnung verwendeten

Röhrenspannung von 80 kV, 100 kV oder 120 kV und unter Verwendung der Rekonstruktionskernels T20s, T20 und V80.

Des Weiteren wurde untersucht, ob ein signifikanter Einfluss der gewählten Röhrenspannung in oben genannter Spannbreite auf den vergebenen Score-Wert besteht. Diese Auswertung wurde sowohl global für alle Daten als auch getrennt nach den Körperregionen durchgeführt. Dabei ergaben sich bei einem vorab gewählten Signifikanzniveau von 5% für die Röhrenspannung folgende p-Werte:

Alle Datensätze:

Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
Die Verteilung von Sc04_3 ist über die Kategorien der Spannung gleich.	Kruskal-Wallis-Test unabhängiger Stichproben	,005	Nullhypothese ablehnen.

Abdomen:

Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
Die Verteilung von Sc04_3 ist über die Kategorien der Spannung gleich.	Kruskal-Wallis-Test unabhängiger Stichproben	,076	Nullhypothese behalten.

Thorax:

Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
Die Verteilung von Sc04_3 ist über die Kategorien der Spannung gleich.	Kruskal-Wallis-Test unabhängiger Stichproben	,180	Nullhypothese behalten.

Thorax/Abdomen:

Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
Die Verteilung von Sc04_3 ist über die Kategorien der Spannung gleich.	Kruskal-Wallis-Test unabhängiger Stichproben	,000	Nullhypothese ablehnen.

Die Ergebnisse legen einen signifikanten Einfluss der Röhrenspannung auf die erreichten Score-Werte nahe, insbesondere bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region. Ein Einfluss der Röhrenspannung bei Topogrammen der Abdomen- und der Thorax-Region konnte nicht nachgewiesen werden, bei der Berechnung auf der

Grundlage aller Datensätze allerdings schon. Ob auch bei den Topogrammen der Abdomen- und der Thorax-Region ein signifikanter Einfluss besteht, der aufgrund der Limitierungen dieser Studie nicht erfasst wurde, oder ob ein solcher Einfluss ausschließlich bei Aufnahmen der Thorax/Abdomen-Region besteht, kann an dieser Stelle nicht beantwortet werden.

Mit der gleichen Fragestellung und in der gleichen Anordnung wie bei der Analyse des Einflusses der Röhrenspannung wurde der Einfluss der verschiedenen Rekonstruktionskernels untersucht:

Alle Datensätze:

Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
Die Verteilungen von Sc04_3_T20s, Sc04_3_V80 und Sc04_3_T20 sind gleich.	Friedmans Zweifach-Rangvarianzanalyse verbundener Stichproben	,015	Nullhypothese ablehnen.

Abdomen:

Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
Die Verteilungen von Sc04_3_T20s, Sc04_3_V80 und Sc04_3_T20 sind gleich.	Friedmans Zweifach-Rangvarianzanalyse verbundener Stichproben	,368	Nullhypothese behalten.

Thorax:

Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
Die Verteilungen von Sc04_3_T20s, Sc04_3_V80 und Sc04_3_T20 sind gleich.	Friedmans Zweifach-Rangvarianzanalyse verbundener Stichproben	,135	Nullhypothese behalten.

Thorax/Abdomen:

Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
Die Verteilungen von Sc04_3_T20s, Sc04_3_V80 und Sc04_3_T20 sind gleich.	Friedmans Zweifach-Rangvarianzanalyse verbundener Stichproben	,135	Nullhypothese behalten.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse bleibt festzuhalten, dass bei der Untersuchung aller Datensätze ein Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Score-Werte nachgewiesen wurde, jedoch nicht bei den nach Körperregionen unterteilten Berechnungen. Des Weiteren zeigen die paarweisen Vergleiche keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Kernels. Die in dieser Studie herangezogenen Daten reichen nicht aus, um nachzuweisen, zwischen welchen Kernels hier ein signifikanter Unterschied besteht, es kann lediglich davon ausgegangen werden, dass ein solcher Unterschied existiert. Die erreichten Mittelwerte lassen am ehesten eine Überlegenheit von V80 gegenüber T20, welcher wiederum T20s überlegen ist, erahnen. Diese Unterschiede sind jedoch, wie bereits erwähnt, nicht signifikant.

### 3.5.1 Überprüfung der Korrelation mit den Scores zur Messung der Bildqualität

Abschließend wurde die Korrelation zwischen den Score-Werten, mithilfe derer die Bildqualität bewertet wurde, und solchen, welche die Darstellungsqualität der Fremdkörper ausdrücken (Score 4\_3), überprüft. Zu diesem Zweck wurden erneut Tests nach Pearson und Spearman durchgeführt. Dabei wurde die Korrelation zwischen den Werten der Scores 2\_1 bis 2\_4 mit den Punktwerten von Score 4\_3 ausschließlich getrennt nach den untersuchten Körperregionen vorgenommen, da das Scoring hier nach unterschiedlichen Kriterien stattgefunden hatte. Die Korrelation mit den Scores 1\_1 und 1\_2, welche die unspezifische Bewertung der knöchernen Strukturen beziehungsweise der Weichteile ausdrücken, wurde zusätzlich für die gesamte Datenmenge errechnet.

#### **Korrelation zwischen den Punktwerten von Score 4\_3 und Score 1\_1 und 1\_2 bei allen Topogrammen:**

Lediglich Score 1\_2 zeigt eine Korrelation der Punktwerte mit denen von Score 4\_3, der beobachtete Zusammenhang ist relativ schwach ausgeprägt:

		Sc01_2	Sc04_3
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	1	,126*
	Signifikanz (2-seitig)		,013
	N	408	384
Sc04_3	Korrelation nach Pearson	,126*	1
	Signifikanz (2-seitig)	,013	
	N	384	384

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_2	Sc04_3
Spearman-Rho	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,116*
		Sig. (2-seitig)	.	,023
		N	408	384
	Sc04_3	Korrelationskoeffizient	,116*	1,000
		Sig. (2-seitig)	,023	.
		N	384	384

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 64: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_2 und 4\_3 bei allen Topogrammen

### **Korrelation zwischen den Punktwerten von Score 4\_3 und Score 1\_1 bis 2\_3 bei Topogrammen der Abdomen-Region:**

Es kann keine Korrelation zwischen den Punktwerten von Score 1\_1 bis 2\_3 und 4\_3 beobachtet werden.

### **Korrelation zwischen den Punktwerten von Score 4\_3 und Score 1\_1 bis 2\_3 bei Topogrammen der Thorax-Region:**

Bei keinem der Scores 1\_1 bis 2\_3 kann eine statistisch signifikante Korrelation mit den Werten von Score 4\_3 nachgewiesen werden.

### **Korrelation zwischen den Punktwerten von Score 4\_3 und Score 1\_1 bis 2\_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region:**

Bei allen Scores kann eine signifikante Korrelation der vergebenen Punktwerte mit denen von Score 4\_3 beobachtet werden.



		Sc01_1	Sc04_3
Sc01_1	Korrelation nach Pearson	1	,197*
	Signifikanz (2-seitig)		,029
	N	123	123
Sc04_3	Korrelation nach Pearson	,197*	1
	Signifikanz (2-seitig)	,029	
	N	123	123

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_1	Sc04_3
Spearman-Rho	Sc01_1	Korrelationskoeffizient	1,000	,206*
		Sig. (2-seitig)	.	,022
		N	123	123
	Sc04_3	Korrelationskoeffizient	,206*	1,000
		Sig. (2-seitig)	,022	.
		N	123	123

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 65: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_1 und 4\_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

		Sc01_2	Sc04_3
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	1	,254**
	Signifikanz (2-seitig)		,005
	N	123	123
Sc04_3	Korrelation nach Pearson	,254**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,005	
	N	123	123

\*\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

			Sc01_2	Sc04_3
Spearman-Rho	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,224*
		Sig. (2-seitig)	.	,013
		N	123	123
	Sc04_3	Korrelationskoeffizient	,224*	1,000
		Sig. (2-seitig)	,013	.
		N	123	123

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant (zweiseitig).

Tabelle 66: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 1\_2 und 4\_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

		Sc02_1	Sc04_3
Sc02_1	Korrelation nach Pearson	1	,257**
	Signifikanz (2-seitig)		,004
	N	123	123
Sc04_3	Korrelation nach Pearson	,257**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,004	
	N	123	123

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01

(2-seitig) signifikant.

*Tabelle 67: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2\_1 und 4\_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

			Sc02_1	Sc04_3
Spearman-Rho	Sc02_1	Korrelationskoeffizient	1,000	,247**
		Sig. (2-seitig)	.	,006
		N	123	123
	Sc04_3	Korrelationskoeffizient	,247**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,006	.
		N	123	123

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant

(zweiseitig).

		Sc02_2	Sc04_3
Sc02_2	Korrelation nach Pearson	1	,190*
	Signifikanz (2-seitig)		,035
	N	123	123
Sc04_3	Korrelation nach Pearson	,190*	1
	Signifikanz (2-seitig)	,035	
	N	123	123

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05

(2-seitig) signifikant.

*Tabelle 68: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2\_2 und 4\_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

			Sc02_2	Sc04_3
Spearman-Rho	Sc02_2	Korrelationskoeffizient	1,000	,186*
		Sig. (2-seitig)	.	,039
		N	123	123
	Sc04_3	Korrelationskoeffizient	,186*	1,000
		Sig. (2-seitig)	,039	.
		N	123	123

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant

(zweiseitig).

		Sc02_3	Sc04_3
Sc02_3	Korrelation nach Pearson	1	,238**
	Signifikanz (2-seitig)		,008
	N	123	123
Sc04_3	Korrelation nach Pearson	,238**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,008	
	N	123	123

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

*Tabelle 69: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2\_3 und 4\_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

			Sc02_3	Sc04_3
Spearman-Rho	Sc02_3	Korrelationskoeffizient	1,000	,208*
		Sig. (2-seitig)	.	,021
		N	123	123
	Sc04_3	Korrelationskoeffizient	,208*	1,000
		Sig. (2-seitig)	,021	.
		N	123	123

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant (zweiseitig).

		Sc02_4	Sc04_3
Sc02_4	Korrelation nach Pearson	1	,241**
	Signifikanz (2-seitig)		,007
	N	123	123
Sc04_3	Korrelation nach Pearson	,241**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,007	
	N	123	123

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

*Tabelle 70: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für Score 2\_4 und 4\_3 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

			Sc02_4	Sc04_3
Spearman-Rho	Sc02_4	Korrelationskoeffizient	1,000	,310**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	123	123
	Sc04_3	Korrelationskoeffizient	,310**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	123	123

\*\* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant (zweiseitig).

Die Punktwerte von Score 4\_3 korrelieren lediglich bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region mit den zur Bewertung der Bildqualität herangezogenen Scores 1\_1 bis 2\_3 beziehungsweise 2\_4. Der Zusammenhang ist jeweils relativ schwach ausgeprägt. Während bei diesen Dateien eine Korrelation für jeden dieser

Scores mit Score 4\_3 nachgewiesen werden konnte, war dies bei der Auswertung der Topogramme der Abdomen- und der Thorax-Region für keinen Score der Fall.

### 3.6 Bewertung der Darstellungsqualität der durch die CT festgestellten Befunde

Im Rahmen dieser Studie wurden insgesamt 293 Topogramme akquiriert.

Die in den entsprechenden CT-Untersuchungen dokumentierten Diagnosen wurden im Zuge der Datenanalyse erhoben. Insgesamt wurden 86 verschiedene Befunde erhoben, 61 dieser Befunde wurden 20 Organsystemen zugeordnet, die restlichen 25 Befunde wurden keinem Organsystem zugerechnet und gingen nicht in die statistische Auswertung mit ein.

Insgesamt wurden 538 Befunde, welche mithilfe der dem jeweiligen Topogramm zugehörigen CT-Untersuchung festgestellt wurden, im Hinblick auf die Sichtbarkeit auf den Topogrammen untersucht. Diese Anzahl ergibt sich, da in einigen der 293 Untersuchungen mehr als eine Diagnose gestellt wurde. Bei 40 Topogrammen beziehungsweise CT-Untersuchungen wurde hingegen kein pathologischer Befund festgestellt.

Um die Einschätzung der Darstellung der bei den CT-Untersuchungen gestellten Diagnosen auf den Topogrammen zu objektivieren wurde ein Score entworfen. Die durch Radiologen auf den CT-Schichtbildern festgestellten, pathologischen Befunde wurden hierfür als Goldstandard festgelegt. Es wurden ausschließlich Topogramme, die mit dem Kernel T20s rekonstruiert wurden, zur Auswertung herangezogen. Sämtliche nachfolgende Berechnungen beziehen sich auf diejenigen DICOM-Dateien, die mit ebenjenem Kernel erstellt wurden.

<b>Einhbarkeit der Pathologie</b>	<b>Punkte</b>
Die Pathologie ist auf dem Topogramm nicht zu sehen	0
Die Pathologie ist auf dem Topogramm angedeutet zu erkennen	1
Die Pathologie ist auf dem Topogramm zu sehen	2
Die Diagnose kann anhand des Topogramms gestellt werden	3

*Tabelle 71: Score zur Bewertung der Sichtbarkeit der durch die korrespondierende CT-Untersuchung festgestellten Befunde auf den Topogrammen*

Die Diagnosen wurden nach dem jeweils zugehörigen Organsystem geordnet. Die genaue Zuteilung findet sich im Anhang. Nicht alle Diagnosen konnten eindeutig einem Organsystem zugeordnet werden.

Die Ergebnisse der Bewertung der Darstellungsqualität der CT-Befunde auf den Topogrammen können der untenstehenden Tabelle entnommen werden.

<b>Organsystem</b>	<b>Anzahl</b>	<b>Median</b>	<b>Mittelwert</b>
Schilddrüse	19	0	0,158
Aorta	17	0	0,588
Mediastinum	4	3	2,75
Lunge / Pleura	136	1	1,007
Herz	14	3	1,929
Zwerchfell	2	3	3
Gallenblase	10	0	0,2
Gallengänge	1	1	1
Leber	63	1	0,667
Milz	16	1	1,375
Pankreas	9	0	0,556
Darm	17	0	0,412
Nebennieren	14	0	0,214
Nieren / Ureteren	49	0	0,163
Blase	3	0	0
Prostata	1	0	0
Ovarien	1	0	0
Cervix uteri	3	0	0,667
Knochen in der Thorax-Region	17	1	1,176
Knochen in der Abdomen-Region	24	1	1,458
<b>Insgesamt</b>	<b>420</b>	<b>0</b>	<b>0,866</b>

*Tabelle 72: Bewertung der Darstellungsqualität der CT-Befunde auf den Topogrammen*

Lediglich für Diagnosen, die das Herz betreffen, wurde ein Mittelwert von über 1,5 von 3 möglichen Score-Punkten erzielt, die Kategorien Lunge beziehungsweise Pleura, Milz und Knochen (sowohl in der Thorax als auch Abdomen-Region) erreichten einen Mittelwert von >1.

Es wurde ferner untersucht, ob ein statistisch signifikanter Einfluss der verwendeten Röhrenspannung auf die Gesamtheit der erzielten Score-Werte besteht. Es wurde ein nicht-parametrischer Test nach Kruskal-Wallis durchgeführt. Hierbei ergab sich ein p-Wert von 0,524.

Nullhypothese	Test	Sig.	Entscheidung
Die Verteilung des Scores ist über die Kategorien der Spannung gleich.	Kruskal-Wallis-Test unabhängiger Stichproben	,524	Nullhypothese behalten.

Die Analyse des entsprechenden gemischten Modells ergab ebenfalls einen nicht-signifikanten p-Wert von 0,595 und bestätigte somit das Ergebnis.

Demzufolge ist nicht von einem signifikanten Einfluss der Röhrenspannung in der untersuchten Spannbreite von 80 kV bis 120 kV auf die erreichten Score-Werte auszugehen. Auch die getrennt für die drei untersuchten Körperregionen errechneten p-Werte ließen nicht auf Signifikanz schließen.

### 3.6.1 Überprüfung der Korrelation zwischen den Score-Werten für die Bewertung der Darstellungsqualität der durch die CT festgestellten Befunde und den Scores zur Messung der Bildqualität

Des Weiteren wurden die Score-Werte auf eine etwaige Korrelation mit jenen Score-Werten, mit denen die Bildqualität bewertet wurde, überprüft. Dies wurde für die Scores 2\_1 bis 2\_4, das heißt jene Scores, welche nach definierten Parametern die Bildqualität messen sollen, getrennt für die drei untersuchten Körperregionen durchgeführt, da hier jeweils (zum Teil) unterschiedliche Score-Parameter zur Anwendung gekommen waren. Für Score 1\_1 und 1\_2 (Bewertung der knöchernen Strukturen beziehungsweise der Weichteile insgesamt) wurde zusätzlich eine

Untersuchung mit dem gesamten Datenkollektiv durchgeführt. Hierfür wurden jeweils Tests nach Pearson und Spearman durchgeführt.

### **Korrelation der Score-Werte mit Score 1\_1 und 1\_2 bei allen Topogrammen:**

Weder Score 1\_1 noch Score 1\_2 zeigt eine signifikante Korrelation mit den Punktwerten, die bei der Bewertung der mithilfe der CT-Untersuchung festgestellten Diagnosen vergeben wurden.

### **Korrelation der Score-Werte mit Score 1\_1 bis 2\_3 bei Topogrammen der Abdomen-Region:**

Sowohl für die Bewertung der knöchernen Strukturen (Score 1\_1) als auch für die Beurteilung der Weichteile (Score 1\_2) zeigt sich eine positive Korrelation mit den für die Sichtbarkeit der Diagnosen vergebenen Punktwerte, bei Score 1\_2 jedoch nur im Test nach Pearson.

		Score	Sc01_1
Score	Korrelation nach Pearson	1	,202*
	Signifikanz (2-seitig)		,034
	N	110	110
Sc01_1	Korrelation nach Pearson	,202*	1
	Signifikanz (2-seitig)	,034	
	N	110	127

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

			Score	Sc01_1
Spearman -Rho	Score	Korrelationskoeffizient	1,000	,191*
		Sig. (2-seitig)	.	,046
		N	110	110
	Sc01_1	Korrelationskoeffizient	,191*	1,000
		Sig. (2-seitig)	,046	.
		N	110	127

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant (zweiseitig).

*Tabelle 73: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für den Score zur Sichtbarkeit der CT-Befunde und Score 1\_1 bei Topogrammen der Abdomen-Region*

		Score	Sc01_2
Score	Korrelation nach Pearson	1	,207*
	Signifikanz (2-seitig)		,030
	N	110	110
Sc01_2	Korrelation nach Pearson	,207*	1
	Signifikanz (2-seitig)	,030	
	N	110	127

\*, Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

*Tabelle 74: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für den Score zur Sichtbarkeit der CT-Befunde und Score 1\_2 bei Topogrammen der Abdomen-Region*

			Score	Sc01_2
Spearman-Rho	Score	Korrelationskoeffizient	1,000	,133
		Sig. (2-seitig)	.	,166
		N	110	110
	Sc01_2	Korrelationskoeffizient	,133	1,000
		Sig. (2-seitig)	,166	.
		N	110	127

Keiner der restlichen Scores zeigt eine statistisch signifikante Korrelation mit den Score-Werten, die bei der Untersuchung der Diagnosen vergeben wurden.

Der beobachtete Zusammenhang zwischen der Sichtbarkeit der mithilfe der zugehörigen CT-Untersuchung diagnostizierten Befunde und der Einschätzung der Bildqualität ohne eindeutig definierte Parameter besteht sowohl für knöcherne Strukturen als auch für die Weichteile. In beiden Fällen ist dieser Zusammenhang jedoch relativ schwach ausgeprägt.

### **Korrelation der Score-Werte mit Score 1\_1 bis 2\_3 bei Topogrammen der Thorax-Region:**

Keiner der für die Bewertung der Bildqualität herangezogenen Scores korreliert signifikant positiv mit den Punktwerten, mit welchen die Sichtbarkeit der mit der CT diagnostizierten Befunde bewertet wurden.

### **Korrelation der Score-Werte mit Score 1\_1 bis 2\_4 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region:**

Es besteht ausschließlich eine Korrelation für das Scoring der Darstellungsqualität der Wirbelkörper mit den Score-Werten, die für die Bewertung der Sichtbarkeit der durch die CT-Untersuchung festgestellten Diagnosen herangezogen wurde.



		Score	Sc02_1
Score	Korrelation nach Pearson	1	,168*
	Signifikanz (2-seitig)		,025
	N	178	178
Sc02_1	Korrelation nach Pearson	,168*	1
	Signifikanz (2-seitig)	,025	
	N	178	184

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05

(2-seitig) signifikant.

*Tabelle 75: Ergebnisse der Tests nach Pearson und Spearman für den Score zur Sichtbarkeit der CT-Befunde und Score 2\_1 bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region*

			Score	Sc02_1
Spearman-Rho	Score	Korrelationskoeffizient	1,000	,152*
		Sig. (2-seitig)	.	,042
		N	178	178
	Sc02_1	Korrelationskoeffizient	,152*	1,000
		Sig. (2-seitig)	,042	.
		N	178	184

\*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant (zweiseitig).

Der hier bestehende Zusammenhang zwischen der Bewertung der Darstellungsqualität der Wirbelkörper und der Sichtbarkeit der durch die zugehörige CT-Untersuchung festgestellten Befunde ist relativ schwach ausgeprägt.

### 3.7 Einfluss der Stromstärke auf die Bildqualität

Im Rahmen der Datenakquise wurde die zur Aufzeichnung der Topogramme verwendete Stromstärke registriert. Die numerische Verteilung der verschiedenen Einstellungen kann der untenstehenden Tabelle entnommen werden.

mA	Anzahl	Prozentualer Anteil (gerundet)
20	265	90,444%
30	12	4,096%
36	4	1,365%
50	12	4,096%

*Tabelle 76: Numerische Verteilung der verwendeten Stromstärke*

Aufgrund der offenkundigen Ungleichverteilung ist die nachfolgende statistische Auswertung unter Vorbehalt zu werten.

Die Auswertung erfolgte getrennt nach den abgebildeten Körperregionen, um identische Score-Parameter gegenüberstellen zu können. Lediglich bei Topogrammen

der Abdomen-Region konnten signifikante Effekte beschrieben werden. Diese werden nachfolgend beschrieben.

Topogramme der Abdomen-Region	p-Werte für mA
Likert-Score	<b>0,001</b>
Score 1_1	<b>&lt;0,001</b>
Score 1_2	0,166
Score 2_1	<b>&lt;0,001</b>
Score 2_2	0,113
Score 2_3	<b>0,009</b>

Tabelle 77: Einfluss der Stromstärke auf die Score-Parameter der Abdomen-Region

Der im Rahmen der Auswertung der Topogramme der Abdomen-Region erhobene Likert-Score lässt auf eine Unterlegenheit einer gewählten Stromstärke von 20 mA gegenüber 30 mA und 50 mA schließen. Ein Unterschied zwischen den Parametern 30 mA und 50 mA zeigte sich nicht.

(I) mA	(J) mA	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz <sup>c</sup>
20,0	30,0	,029	1,000
	50,0	-,770*	,001
30,0	20,0	-,029	1,000
	50,0	-,798*	,007
50,0	20,0	,770*	,001
	30,0	,798*	,007

Tabelle 78: paarweise Vergleiche der verschiedenen Stromstärken für den Likert-Score bei Topogrammen der Abdomen-Region

Beim Scoring der knöchernen Strukturen in ihrer Gesamtheit erhielten Topogramme, welche mit einer Einstellung von 20 mA aufgezeichnet wurden signifikant höhere Punktwerte.

(I) mA	(J) mA	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz <sup>c</sup>
20,0	30,0	,576*	,001
	50,0	,569*	,005
30,0	20,0	-,576*	,001
	50,0	-,007	1,000
50,0	20,0	-,569*	,005
	30,0	,007	1,000

Tabelle 79: paarweise Vergleiche der verschiedenen Stromstärken für Score 1\_1 bei Topogrammen der Abdomen-Region

Die Abgrenzbarkeit der Wirbelkörper wurde bei einer gewählten Stromstärke von 20 mA signifikant schlechter bewertet, als Topogramme, welche mit 30 mA oder 50 mA erstellt wurden. Zwischen den beiden letztgenannten Parametern ließ sich kein Unterschied feststellen.

(I) mA	(J) mA	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz <sup>c</sup>
20,0	30,0	-,810*	,005
	50,0	-,936*	,004
30,0	20,0	,810*	,005
	50,0	-,125	1,000
50,0	20,0	,936*	,004
	30,0	,125	1,000

Tabelle 80: paarweise Vergleiche der verschiedenen Stromstärken für Score 2\_1 bei Topogrammen der Abdomen-Region

Bezüglich der Darstellungsqualität der Leber konnte kein signifikanter Einfluss der Stromstärke beobachtet werden.

Weiterhin wurde die Einsehbarkeit des untersten Rippenpaares bewertet. Hier konnte eine Überlegenheit der mit 50 mA aufgezeichneten Topogramme gegenüber solchen, welche mit 20 mA erstellt wurden, nachgewiesen werden. Für Topogramme, welche

mit 30 mA erstellt wurden, ließ sich weder eine vorteilhafte noch eine nachteilige Darstellung gegenüber den Parametern 20 mA beziehungsweise 50 mA eruieren.

(I) mA	(J) mA	Differenz der Mittelwerte (I-J)	Signifikanz <sup>c</sup>
20,0	30,0	-,134	1,000
	50,0	-,696*	,007
30,0	20,0	,134	1,000
	50,0	-,563	,137
50,0	20,0	,696*	,007
	30,0	,563	,137

*Tabelle 81: paarweise Vergleiche der verschiedenen Stromstärken für den Score 2\_3 bei Topogrammen der Abdomen-Region*

Zusammenfassend kann von einer besseren Bildqualität bei einer höheren Stromstärke ausgegangen werden. Topogramme, welche mit der niedrigsten Einstellung (20 mA) erstellt wurden, zeigten signifikant niedrigere Score-Werte. Eine genaue Differenzierung kann jedoch aufgrund der oben benannten Datenverteilung nicht beschrieben werden.

### 3.8 Inter-observer Variabilität

Jeweils 50 Topogramme der drei untersuchten Körperregionen – Abdomen, Thorax und Thorax und Abdomen – wurden von einer zweiten Person (Facharzt der Radiologie) mit dem gleichen Scoring-Schema bewertet.

Die p-Werte des Zweit-Scorings wurden berechnet und denen des Erst-Scorings gegenübergestellt. Hierfür wurden erstens die Ergebnisse des Scorings der identischen Bilddateien und zweitens die Gesamtheit des Erst-Scorings herangezogen.

Weiterhin wurde die Korrelation zwischen den festgestellten Score-Werten im Erst- und Zweit-Scoring berechnet, hierfür wurden ausschließlich die identischen Bilddateien herangezogen.

### 3.8.1 Vergleich des Scorings von Topogrammen der Abdomen-Region

Signifikanz nahelegende p-Werte für Röhrenspannung bzw. Rekonstruktionskernels						
Abdomen	Observer 1 (50 Topogramme)		Observer 2 (50 Topogramme)		Observer 1 (Gesamt-Scoring)	
	Spannung	Kernel	Spannung	Kernel	Spannung	Kernel
Likert-Score	0,011	-	<0,001	-	<0,001	0,005
Score 2_1	0,031	-	<0,001	-	-	-
Score 2_2	-	0,014	0,004	-	0,001	0,017
Score 2_3	-	-	<0,001	0,031	-	-

Tabelle 82: Vergleich des Scorings von Topogrammen der Abdomen-Region

#### 3.8.1.1 Vergleich des Scorings der identischen Bilddateien

Der Vergleich des Likert-Scorings zeigt ein gleichgerichtetes Resultat: lediglich die Röhrenspannung zeigt einen signifikanten Effekt auf die resultierenden Score-Werte.

Bei der Beurteilung der Abgrenzbarkeit der Wirbelkörper (Score 2\_1) ergeben sich keine signifikanten Unterschiede in der Auswertung der beiden Scoring-Prozesse, auch hier kann lediglich ein Einfluss der Röhrenspannung festgestellt werden.

Bei der Demarkierung der Leber (Score 2\_2) zeigen sich abweichende Ergebnisse: während beim Erst-Scoring ein signifikanter Einfluss der verwendeten Rekonstruktionskernels festgestellt werden kann, zeigt sich im Zweit-Scoring ein signifikanter Einfluss der Röhrenspannung.

Die Bewertung der Darstellungsqualität des untersten Rippenpaares zeigt im Zweit-Scoring eine Abhängigkeit von der gewählten Röhrenspannung und des gewählten Rekonstruktionskernels, während sich beim Erst-Scoring der identischen Topogramme kein solcher Effekt zeigt.

#### 3.8.1.2 Vergleich des Gesamt-Scorings und des Zweit-Scorings

Im Unterschied zu den zunächst verglichenen 50 Topogrammen, welche auch im Zweit-Scoring herangezogen worden waren, zeigt sich im Vergleich mit dem Scoring der gesamten Datenmenge ein geringerer und nicht mehr signifikanter Einfluss der Röhrenspannung auf die Abgrenzbarkeit der Wirbelkörper. Des Weiteren kann neben dem bereits zuvor festgestellten Einflusses der Rekonstruktionskernels zusätzlich ein signifikanter Einfluss der Röhrenspannung auf die Darstellungsqualität der Leber gemessen werden (in Übereinstimmung mit den Resultaten des Zweit-Scorings).

### 3.8.2 Vergleich des Scorings von Topogrammen der Thorax-Region

Signifikanz nahelegende p-Werte für Röhrenspannung bzw. Rekonstruktionskernels						
Thorax	Observer 1 (50 Topogramme)		Observer 2 (50 Topogramme)		Observer 1 (Gesamt-Scoring)	
	Spannung	Kernel	Spannung	Kernel	Spannung	Kernel
Likert-Score	-	<0,001	0,01	<0,001	0,006	<0,001
Score 2_1	-	-	-	<0,001	<0,001	<0,001
Score 2_2	-	-	-	<0,001	-	-
Score 2_3	0,006	-	-	-	<0,001	0,008

*Tabelle 83: Vergleich des Scorings von Topogrammen der Thorax-Region*

#### 3.8.2.1 Vergleich des Scorings der identischen Bilddateien

Der gemessene Likert-Score zeigt sich bei beiden Scorings signifikant abhängig von der Auswahl des Rekonstruktionskernels. Im Zweit-Scoring kann zudem eine Abhängigkeit von der Röhrenspannung beschrieben werden. Bezüglich der Abgrenzbarkeit der Wirbelkörper (Score 2\_1) und des Herzens (Score 2\_2) offenbart das zweite Scoring einen Einfluss der Rekonstruktionskernels, welcher im ersten Scoring nicht gemessen werden kann.

#### 3.8.2.2 Vergleich des Gesamt-Scorings und des Zweit-Scorings

Im Unterschied zu den Resultaten der Auswertung der 50 Topogramme, welche auch im Zweit-Scoring ausgewertet wurden, zeigt sich bei der Untersuchung der Ergebnisse des Erst-Scorings unter Verwendung aller Topogramme ein signifikanter Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Demarkierung der Wirbelkörper (in Übereinstimmung mit den Resultaten des Zweit-Scorings). Zusätzlich kann ein Einfluss der Röhrenspannung festgestellt werden. Des Weiteren zeigt sich beim Erst-Scoring unter Verwendung aller Daten ein signifikanter Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die gemessene Darstellungsqualität des Rippenpaares (zusätzlich zu dem Einfluss der Röhrenspannung).

### 3.8.3 Vergleich des Scorings von Topogrammen der Thorax-Abdomen-Region

Signifikanz nahelegende p-Werte für Röhrenspannung bzw. Rekonstruktionskernels						
Thorax/Abdomen	Observer 1 (50 Topogramme)		Observer 2 (50 Topogramme)		Observer 1 (Gesamt-Scoring)	
	Spannung	Kernel	Spannung	Kernel	Spannung	Kernel
Likert-Score	<0,001	-	-	-	<0,001	<0,001
Score 2_1	<0,001	-	-	-	<0,001	<0,001
Score 2_2	0,005	-	-	-	<0,001	0,022
Score 2_3	-	-	-	-	<0,001	-
Score 2_4	<0,001	-	-	-	<0,001	-

Tabelle 84: Vergleich des Scorings von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

#### 3.8.3.1 Vergleich des Scorings der identischen Bilddateien

Bei Vergleich der Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region zeigt sich im Zweit-Scoring keine Signifikanz der Spannung oder der Rekonstruktionskernels, während sich im Erst-Scoring ein relevanter Einfluss der Röhrenspannung für alle Parameter mit Ausnahme der Abgrenzbarkeit der Herzkontur zeigt.

#### 3.8.3.2 Vergleich des Gesamt-Scorings und des Zweit-Scorings

Im Scoring der gesamten Datenmenge kann zusätzlich zu den oben beschriebenen signifikanten Parametern zudem ein Einfluss der Rekonstruktionskernels auf die Darstellungsqualität der Wirbelkörper (Score 2\_1) und der Leber (Score 2\_2) festgestellt werden. Weiterhin zeigt sich ein signifikanter p-Wert für die Röhrenspannung bei der Bewertung der Herzkontur (Score 2\_3).

#### 3.8.4 Korrelation der Ergebnisse des Erst- und des Zweit-Scorings

Bei Topogrammen der Abdomen-Regionen kann bezüglich der Bewertung der Wirbelkörper (Score 2\_1) und der Leber (Score 2\_2) eine signifikante Korrelation der Scoring-Ergebnisse beider Untersucher nach Pearson und Spearman beschrieben werden. Bei der Bewertung des letzten Rippenpaares zeigt sich ebenfalls eine Korrelation nach Spearman, die Berechnung nach Pearson ergibt einen p-Wert von 0,051 und ist somit formal nicht signifikant.

Bei Topogrammen der Thorax- und der Thorax/Abdomen-Region kann keine signifikante Korrelation der Scoring-Ergebnisse der beiden Untersucher beschrieben werden.

## 4 Diskussion

### 4.1 Ziel der Studie

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss der verwendeten Rekonstruktionskernels sowie der Röhrenspannung auf die Bildqualität von CT-Topogrammen gemessen. Auf Grundlage der Ergebnisse soll die Möglichkeit geschaffen werden, die Bildqualität beziehungsweise die diagnostische Wertigkeit anhand dieser Variablen vorausszusagen und sie somit bei künftigen Aufnahmen optimieren zu können. Es ist davon auszugehen, dass eine bessere Darstellungsqualität den Nutzen der verschiedenen, schon heute bestehenden Anwendungsgebiete der Topogramme weiter steigern wird. Die Etablierung von Topogrammen als Quelle diagnostischer Informationen und als Mittel zur Reduktion der Strahlenexposition (s. Abschnitt 4.2) kann so gegebenenfalls vorangetrieben werden.

### 4.2 Relevanz von Topogrammen und mögliche Anwendungsgebiete

Es können durch eine konsequente Mitbeurteilung der Topogramme zusätzlich zu den Schichtbildern der CT-Untersuchung Pathologien erkannt werden, die auf dem Topogramm, nicht aber auf den CT-Aufnahmen zu sehen sind, wenn die betroffene Region aufgrund der Einzeichnung der Linien von der medizinisch-technischen Assistenz außerhalb des Zielgebiets liegt. Dieses wird in der Literatur als „field of view“ (FOV) bezeichnet. Demnach könnte beispielsweise ein basaler Lungentumor auf einem Topogramm zu erkennen sein, welches für die Planung einer Abdomen-CT erstellt wurde.

Des Weiteren wurde bereits beschrieben, dass Topogramme auch dann einen Informationsgewinn liefern können, wenn die Pathologie innerhalb des FOV der CT-Aufnahmen liegt, etwa bei einer unausgewogenen Fensterung, welche die entsprechende Struktur nicht zufriedenstellend darstellt.

Ein weiterer Nutzen, den eine verbesserte Bildqualität der Topogramme mit sich bringt, ist eine verminderte Gesamt-Strahlenexposition für den Patienten, womöglich selbst bei einer höheren Röhrenspannung bei Aufzeichnung des Topogramms. Bei besserer Unterscheidbarkeit nahe beieinander liegender Strukturen ist es der



medizinisch-technischen Assistenz besser möglich, die Begrenzungen der CT-Untersuchung einzuzeichnen, sodass diese enger eingestellt werden können. Ansonsten eingehaltene Sicherheitsabstände, die ein zu geringes FOV der CT-Aufnahmen verhindern sollen, könnten so geringer oder ganz obsolet werden. Hierfür könnte sich auch ein weiteres Topogramm, das eine zweite Ebene abbildet, als nützlich erweisen.

Diese und viele weitere, in der Literatur beschriebenen Anwendungsgebiete von Topogrammen, welche ihre Relevanz und ihr Potential verdeutlichen, könnten durch eine verbesserte Bildqualität profitieren und werden im Folgenden erörtert.

CT-Aufnahmen lassen sich in verschiedenen Ebenen rekonstruieren, sodass eine den Topogrammen überlegene Analyse möglich wird - diesen wird daher im klinischen Alltag bedeutend weniger Aufmerksamkeit zuteil. Es gibt jedoch einige Studien, die in bestimmten Fällen einen zusätzlichen Informationsgewinn durch die Auswertung der Topogramme nahelegen. Die diagnostische Wertigkeit der Topogramme scheint oftmals unterschätzt zu werden. Zudem gibt es Hinweise darauf, dass eine bessere Bildqualität der Topogramme zu einer reduzierten Gesamtdosis führen könnte, die dem Patienten im Rahmen der CT-Untersuchung zugeführt wird. Ferner wird diskutiert, ob Topogramme für ausgewählte Fragestellungen eine konventionelle Röntgen-Untersuchung ersetzen können, was ebenfalls eine geringere Strahlenexposition mit sich bringen würde. Ein Beispiel hierfür ist die Messung der Femoralachse bei einer geplanten beziehungsweise nach einer erfolgten Knie-Totalendoprothese (7). Topogramme erzielten hier sehr gute Ergebnisse (10), die als gleichwertige (9) beziehungsweise sogar bessere Alternativen (8) zu dem standardisierten Vorgehen per Röntgen beschrieben sind. Ein positiver Nebeneffekt ist hier die deutlich geringere Strahlenexposition, als bei anderen Verfahren wie Röntgen oder CT (10).

Unabhängig von der Indikation ist außerdem eine gute Genauigkeit bei der Bestimmung der Beinlänge durch Topogramme beschrieben (21), deren Auswertung gleichwertige (22) oder sogar akkuratere Ergebnisse als eine entsprechende Röntgen-Untersuchung erzielten (23). Topogramme eignen sich demnach gut, um Beinlängen (-Differenzen) zu messen.

Des Weiteren erscheint die Beurteilung der auf dem Topogramm einer zugehörigen CT-Untersuchung des Schädels und des Gehirns abgebildeten Anteile der Halswirbelsäule sinnvoll (24, 25). Diese ist auf den CT-Aufnahmen aufgrund des kleineren FOV oftmals nicht oder nur sehr eingeschränkt sichtbar – das Topogramm bildet sie jedoch in größerem Umfang ab und macht es so gegebenenfalls möglich, etwaige Pathologien zu erkennen. Es kann sogar diskutiert werden, ob ein Topogramm in der Sagittalebene die CT-Untersuchung bei Patienten mit niedrigem Risiko ersetzen kann, da eine gute Sensitivität für Frakturen der Halswirbelsäule nachgewiesen wurde (19). So könnte die dem Patienten zugeführte Strahlenexposition drastisch vermindert werden (19).

Auch bei der Diagnostik von Pathologien der unteren Wirbelsäule nach erfolgtem stumpfen Trauma haben sich Topogramme als hilfreich erwiesen: eine kombinierte Auswertung des Topogramms und der zugehörigen CT-Untersuchung zeigte eine überlegene Treffsicherheit gegenüber der Befundung einer konventionellen Röntgen-Aufnahme (26). Eine Auswertung von Topogrammen mit lateraler Darstellung der Wirbelsäule von CT-Untersuchungen, die eine andere Zielregion als die Wirbelsäule zum Ziel haben, kann zudem Frakturen von Wirbelkörpern erkennen, welche ansonsten oftmals übersehen werden, sei es wegen einer anderen Zielregion oder weil die Fraktur außerhalb des FOV der CT liegt (27). Eine fehlende Berechnung der multiplanaren Reformatierung (MPR), das heißt die Erstellung anderer Ebenen (beispielweise sagittale und frontale Ebene) ist weiterhin als begründende Ursache denkbar.

Weiterhin verbessert die Auswertung von Topogrammen des Schädels zusätzlich zu den CT-Aufnahmen die Treffsicherheit bei bestimmten Frakturen, die bei einer isolierten Betrachtung der Schichtbilder leicht übersehen werden können (28). Zudem können Topogramme des Schädels für die Messung verschiedener Winkel und anderer Parameter mit adäquater Genauigkeit verwendet werden (29).

Ein weiterer Nutzen der Topogramme besteht in der Diagnostik von Nieren- und Harnleitersteinen, welche relativ häufig darauf zu erkennen sind (11-14, 16). Aus den vorliegenden Daten lässt sich die Empfehlung ableiten, ein Topogramm als Mittel der Basisdiagnostik zu verwenden (13, 17, 18). So könnte die Strahlenexposition für das entsprechende Patientenkollektiv im Durchschnitt gesenkt werden.

Topogramme bieten für diese Indikation also zusätzliche Bildinformationen und einen Informationsgewinn. Weiterhin ist davon auszugehen, dass sich die diagnostische Treffsicherheit durch einen Übungseffekt bei einer routinemäßigen Befundung der Topogramme weiter steigern würde, sodass eine solche standardisierte Auswertung empfohlen wird (16). Auch ohne Übungseffekt ist die Treffsicherheit gut und die Diagnosestellung hoch spezifisch möglich (17), sie könnte jedoch durch eine Optimierung der Röhrenspannung und anderer Parameter weiter gesteigert werden (16).

Neben den diagnostischen Informationen, die Topogramme bereitstellen, können sie ferner dabei helfen, die im Laufe einer CT-Untersuchung insgesamt applizierte Dosis zu reduzieren.

Es existieren verschiedene Konzepte, welche durch unterschiedliche Vorgehensweisen eine optimierte Verwendung der Topogramme und somit eine Reduktion der Strahlenexposition insgesamt erreichen.

Die korrekte und sorgfältige Positionierung des Patienten auf der Liege des CT-Geräts wird zuweilen unterschätzt und erfährt gegebenenfalls zu wenig Beachtung. Eine inadäquate Positionierung des Patienten führt jedoch zu einer teils erheblichen Steigerung der applizierten Dosis und weiterhin zu einem verstärkten Bildrauschen (30, 31). Algorithmen, welche die verwendete Röhrenspannung automatisch festlegen, sind bei einer suboptimalen Positionierung weitaus weniger effektiv, sodass eine höhere Dosis als notwendig appliziert wird und ferner ein verstärktes Bildrauschen auftritt - solche Algorithmen sind jedoch nützlich, um die Gesamtdosis zu reduzieren (32) und ihre Verwendung wird empfohlen (31).

Durch eine optimierte und konsequente Ausschöpfung der durch das Topogramm inhärent vorliegenden Bildinformationen kann die durch die nachfolgende CT-Untersuchung applizierte Dosis vermindert werden, oftmals ohne Einbußen bei der Bildqualität. Zu diesem Zweck kann das Topogramm als Prädiktor für Bildrauschen beziehungsweise für das Ausmaß der Abschwächung der Strahlung durch das Gewebe in der CT genutzt werden und erzielte dabei bessere Ergebnisse als der Body-Mass-Index (BMI) als prädiktiver Faktor (33). Basierend auf den dabei festgestellten Ergebnissen kann somit die Dosis der CT niedriger gewählt werden, ohne dass dadurch die Bildqualität beeinträchtigt wird. Dieser Effekt wurde für die Darstellung des Herzens in der CT nachgewiesen (34).

Die Kombination aus dem Schwächungsprofil des Topogramms und des BMI des Patienten erwies sich ebenfalls als nützlich, um Bildrauschen auf CT-Koronarangiographien vorauszusagen und scheint somit eine adäquate Möglichkeit darzustellen, die applizierte Dosis bei gleichbleibender Darstellungsqualität zu reduzieren (35).

Verschiedene, davon unabhängige Algorithmen, die bei CT-Angiographie-Aufnahmen des Herzens zur Anwendung kamen, erzielten ebenfalls gute Ergebnisse im Hinblick auf die Dosisersparnis und die Bildqualität (34, 36, 37).

Des Weiteren resultierte die Verwendung einer automatischen Auswahl der Röhrenspannung auf Basis des Topogramms bei CT-Untersuchungen der Thorax/Abdomen-Region bei Patienten mit Polytrauma in einer signifikanten Verminderung der den Patienten zugeführten Dosis. Die Bildqualität war hierbei auf einem konstanten und sehr guten Niveau (38).

Ein weiterer auf Topogrammen basierender Algorithmus zur Bestimmung der Patienten-spezifischen Strahlenabschwächung erwies sich ebenfalls als wirksam und kann dabei helfen, die optimale Dosis für die CT zu definieren, sodass die Strahlenexposition minimiert und gleichzeitig die Bildqualität nicht kompromittiert wird (39).

An der Universität Erlangen wurde ein weiterer Nachweis der Wirksamkeit von automatisch festgelegter CT-Röhrenspannung auf der Grundlage des Abschwächungsprofils des jeweilig zugehörigen Topogramms im Hinblick auf Dosisreduktion und Erhaltung der Bildqualität erbracht, sowohl für Aufnahmen des Thorax (40) als auch für die Darstellung der Abdomen-Region (41).

Diese Ergebnisse wurden für Aufnahmen der Thorax-Region bestätigt (42), auch für Aufnahmen der Thorax/Abdomen-Region finden sich übereinstimmende Ergebnisse (43).

Ein weiterer Ansatz, die Dosis unter Erhaltung der Bildqualität der CT-Aufnahmen zu reduzieren, der erfolgreich getestet wurde, besteht darin, unter Verwendung einer automatischen Auswahl der Röhrenspannung zusätzlich zum anterior-posterior ausgerichteten Topogramm eine weitere Aufnahme von lateral aufzunehmen (44).

Übereinstimmend dazu wurde bereits vorher eine Reduktion der Gesamtdosis durch die zusätzliche Verwendung eines von lateral aufgezeichneten Topogramms als Übersichtsaufnahme für CT-Aufnahmen der Pulmonal-Angiographie nachgewiesen

(45). So können die Grenzen der CT genauer eingezeichnet werden und die Untersuchungsregion kann durch die bessere Abgrenzbarkeit der wesentlichen Strukturen verkleinert werden. Eine Anwendung dieses Konzeptes ist für alle CT-Aufnahmen des Thorax möglich und kann helfen, strahlensensible Organe wie zum Beispiel die Schilddrüse besser vor vermeidbarer Strahlenexposition zu schützen.

Eine weitere Studie kam zu dem Schluss, dass nicht davon auszugehen sei, dass die standardisierten Einstellungen für unterschiedliche Untersuchungen auf CT-Geräten im Hinblick auf die Strahlenexposition unter Erhaltung einer adäquaten Bildqualität optimiert sind. In dieser Studie konnte die Gesamtdosis durch optimierte Einstellungen und eine alternative Aufzeichnung der Topogramme stark reduziert werden. (20)

Des Weiteren wurden auf der Grundlage des jeweiligen Topogramms und des Gewichts der Patienten bereits Patienten-spezifische Strahlenabschwächungs-beziehungsweise Strahlenabsorptionsprofile erstellt, welche eine gute Übereinstimmung mit ähnlichen Profilen auf Grundlage von dreidimensionalen CT-Aufnahmen zeigten (46). Diese wurden zur Optimierung von Aufnahmen verwendet, welche mit Szintigraphie-Technik aufgezeichnet wurden.

Zudem wurde bereits ein weiterer Nutzen von Topogrammen im Zusammenhang mit szintigraphischen Untersuchungen festgestellt: die Navigation im Zuge der Lokalisation des Sentinel-Lymphknotens im Vorfeld einer Biopsie wird durch eine mit einem Topogramm kombinierten Szintigraphie erleichtert. Dies ist vor allem durch die bessere Darstellung anatomischer Landmarken durch das Topogramm zu erklären, an denen sich der Arzt, welcher die Biopsie durchführt, orientieren kann. (47)

Des Weiteren wurde bereits eine automatisierte Methode entworfen, um mittels zweier Topogramme – eins in anterior-posteriorer Ebene, eins in lateraler Ebene – die sogenannte „region of interest“ (ROI) für die nachfolgende CT zu definieren, welche bereits erfolgreich für die Darstellung des Herzens angewandt wurde (48). Hierdurch soll eine möglichst begrenzte Aufnahme durch die CT ermöglicht werden, sodass benachbarte Gewebe weniger Strahlenexposition ausgesetzt werden, als bei einer regulären CT-Untersuchung der gleichen Zielregion.

Für bestimmte Indikationen wird postuliert, dass Topogramme eine konventionelle Röntgenaufnahme ersetzen können und auf diese Weise die Strahlenexposition vermindern können.

Die Messung der femoralen Achse bei der Planung einer Knie-Total-Endoprothese ist durch die Verwendung eines Topogramms beispielsweise genauer als eine entsprechende Röntgen-Aufnahme und setzt den Patienten einer geringeren Strahlendosis aus (8). Topogramme stellen für diese Indikation eine sinnvolle Alternative dar, sie erreichen eine gute Genauigkeit und verursachen eine relativ geringe Strahlenexposition (10).

Eine weitere Indikation, bei der Topogramme konventionelle Röntgenaufnahmen ersetzen können, stellt die Messung der Krümmungen der Wirbelsäule dar. Die Diagnose war mit Topogrammen zufriedenstellend möglich und die Strahlenexposition war deutlich geringer, als bei entsprechenden Röntgen-Aufnahmen, insbesondere bei Zellen des Knochenmarks, die so bis zu 80% weniger Strahlungsenergie absorbierten (49). Die Autoren empfehlen daher die Verwendung von Topogrammen für diese Indikation.

Eine forensische Indikation, die bessere Ergebnisse bei Topogrammen im Vergleich zu konventionellen Röntgenaufnahmen zeigte, stellt die Suche nach intrakorporalen Drogen-Päckchen bei sogenannten „body-packers“ dar. Die Sensitivität ist für Topogramme mit 44-56% um ein vielfaches höher beschrieben, als für Röntgen-Aufnahmen (11%). Dabei wurde ferner weniger als ein Drittel der Dosis appliziert, wie bei entsprechenden Röntgen-Aufnahmen (50).

Ein Fallbericht aus dem Jahr 2015 lässt außerdem vermuten, dass das sogenannte „colon-cut-off-sign“, welches auf eine akute Pankreatitis hindeutet, auf Topogrammen mit ähnlicher Sicherheit wie auf konventionellen Röntgen-Aufnahmen des Abdomens feststellbar sein könnte (51).

In bestimmten Fällen ist ein Topogramm gegebenenfalls ausreichend, sodass auf die nachfolgende CT verzichtet werden kann – mit der Konsequenz einer außerordentlich reduzierten Strahlenexposition für den Patienten.

Bei Verdacht auf einen Volvulus im Bereich des Coecums kann es zum Beispiel ausreichend sein, ein Topogramm aufzunehmen, da einige hoch-spezifische röntgenologische Zeichen (die jedoch eine geringe Sensitivität aufweisen) zu sehen sein können. Bei Fehlen dieser Zeichen ist es zudem unwahrscheinlich, dass eine

nachfolgende CT-Untersuchung zusätzliche, das Krankheitsbild betreffende, Informationen liefert. (52)

Ein weiteres Anwendungsgebiet, in dem Topogramme zum Teil die Funktion der CT übernehmen können, ist die sogenannte „scout no scan“-Technik, die für Biopsien der Wirbelsäule entwickelt wurde. Hierbei wird keine ansonsten übliche Planungs-CT der Zielregion durchgeführt. Stattdessen wird in einem ersten Schritt die Zielregion per Topogramm dargestellt und anschließend die zu biopsierende Stelle auf dem Topogramm gesucht. Abschließend wird eine low-dose CT mit Fluoroskopie sowie die Biopsie durchgeführt. Die Strahlenexposition ist bei hoher diagnostischer Wertigkeit deutlich geringer, als bei konventioneller Vorgehensweise. (53)

Ein weiteres Konzept zur Reduktion der Gesamtdosis besteht in der Erstellung von dreidimensionalen Topogrammen unter Verwendung einer relativ geringen Dosis. Auf diesen soll die Abgrenzung der Untersuchungsregion der nachfolgenden CT akkurater möglich sein, sodass das FOV geringer gewählt werden kann und somit weniger Dosis durch die nachfolgende CT appliziert wird (54, 55).

Topogramme können ferner als Mittel zur Navigation für eine Brachytherapie bei Cervix-Karzinomen genutzt werden, entweder ergänzend zu den dreidimensionalen CT-Rekonstruktionen oder als einzige Bildquelle (56). Ein bedeutender Vorteil der Topogramme besteht in der geringeren Anfälligkeit für Artefaktbildung durch metallische Fremdkörper (56). Das ist von großer Relevanz, da die für die Brachytherapie verwendeten Instrumente aus Metall gefertigt sind.

Das gleiche Prinzip trifft auf Brachytherapie-Formen unter Verwendung von interstitieller Implantation der radioaktiven Bestandteile zu. Durch eine Kombination zweier Topogramme (eine laterale und eine anterior-posteriore Aufnahme) und CT-Schnittbildern in der Transversalebene können entstehende Bildartefakte identifiziert werden und die Navigation ist adäquat möglich (57).

Vorhandene Studien, welche CT-Topogramme behandeln, untersuchen vordergründig die diagnostische Wertigkeit im Hinblick auf dezidierte Fragestellungen sowie Möglichkeiten, die applizierte Strahlendosis zu reduzieren. Der Verbesserung der Bildqualität wird vergleichsweise wenig Beachtung zuteil. Es existieren jedoch Konzepte, um die Bildqualität durch neue technische Verfahren aufzuwerten.

Ein solches Konzept stellt ein Patent von Siemens dar (1): auf der Grundlage eines Spiral-Topogramms (s. Abschnitt 1.2) soll eine dreidimensionale Rekonstruktion erfolgen.

Das so rekonstruierte Topogramm kann entlang beliebiger Projektionsrichtungen jeweils parallel projiziert werden, sodass eine Darstellung in verschiedenen, beliebig vielen Ebenen möglich wird. Ein weiterer Vorteil besteht hier in einer verzerrungsfreien Aufnahme. Die oben beschriebene Projektion ist aufgrund des im Vergleich zum konventionellen Topogramm höheren Informationsgehalts möglich, dieser kommt wiederum durch die Volumenabtastung im Zuge der Erstellung des Spiral-Topogramms zustande. Ein weiterer Vorteil ergibt sich aus der Zeitersparnis gegenüber der Aufzeichnung eines konventionellen Topogramms (s. Abschnitt 1.2), insbesondere, wenn mehrere Ebenen rekonstruiert werden sollen, welche nach konventioneller Technik einzeln neu aufgezeichnet werden müssten.

Weiterhin ist eine überlegene Bildqualität zu erwarten, da die Streuung der Strahlung rechnerisch korrigiert werden kann. Durch eine Segmentierung der 3D-Rekonstruktion können Streuparameter identifiziert werden, welche Aufschluss darüber geben, wie stark die Strahlung unter bestimmten Einfallswinkeln gestreut wird. Die Rekonstruktion kann so um diese Faktoren korrigiert werden.

Um die Bildqualität von Topogrammen, welche in konventioneller Technik erstellt wurden, zu erhöhen, sollten auf die jeweilige Untersuchungsregion optimierte Rekonstruktionskernels ausgewählt werden. Die Modulation der Rekonstruktion hat den Vorteil, den Patienten keiner hierdurch erhöhten Strahlenexposition auszusetzen (wie es etwa bei einer Erhöhung der Röhrenspannung der Fall wäre).

Die Verwendung unterschiedlicher Rekonstruktionskernels und ihr Effekt auf die letztendlich gemessene Bildqualität war Gegenstand dieser Studie. Es konnte gezeigt werden, dass die unterschiedlichen Rekonstruktionskernels für eine messbar verschiedene Darstellung verantwortlich waren (s. Abschnitt 4.3). Rekonstruktionskernels stellen somit ein valides Instrument zur Modulation der Bildqualität dar und produzieren in Abhängigkeit von dem gewählten Kernel signifikant unterschiedliche Ergebnisse. Weiterführende Untersuchungen hinsichtlich der Auswahl des optimalen Rekonstruktionskernels in Bezug auf die Darstellung der jeweiligen Zielregion sind daher wünschenswert.



Die oben beschriebenen Anwendungsgebiete von Topogrammen verdeutlichen ihre Relevanz und ihr Potential in der radiologischen Diagnostik. Ihre diagnostische Wertigkeit würde sehr wahrscheinlich von einer besseren Bildqualität profitieren und sich somit weiter erhöhen lassen. Daher sollten die in dieser Studie beschriebenen Variablen zur Verbesserung der Bildqualität genutzt werden, zumal die Anpassungen schnell und relativ unkompliziert möglich sind.

In einigen Studien wird postuliert, dass eine routinemäßige Auswertung der Topogramme zu einer höheren Treffsicherheit bei der Diagnosefindung führen würde und wird von den Autoren daher empfohlen (3-6, 58-59). Durch die sehr hohe Anzahl der jährlich durchgeführten CT-Untersuchungen – in Deutschland waren es im Jahr 2009 etwa 9,37 Millionen (60) – hat selbst ein sehr geringer Anteil an Topogrammen, die einen zusätzlichen Informationsgewinn ergeben, eine hohe Relevanz. Zudem steigt die Anzahl der jährlich durchgeführten CT-Untersuchungen stetig, in den Jahren 2007 – 2014 stieg sie um circa 40% (61). Dieser starke Anstieg ist nicht nur in Deutschland zu beobachten, sondern ebenfalls beispielsweise in den USA und betrifft sowohl Untersuchungen von Erwachsenen als auch von Kindern, bei welchen die applizierte Strahlenexposition besonders große Risiken birgt (62).

In dieser Studie wurde der Einfluss verschiedener Spannungen sowie verschiedener Rekonstruktionskernels und Stromstärken auf die resultierende Bildqualität der Topogramme untersucht. Die Ergebnisse könnten die Grundlage für Konzepte darstellen, mit deren Hilfe je nach gewünschtem Fokus der Darstellung durch bestimmte Einstellungen dieser Variablen eine verbesserte Bildqualität der knöchernen Strukturen beziehungsweise der Weichteile erreicht werden könnte.

Die so verbesserte Darstellungsqualität ist sehr wahrscheinlich von Nutzen für die mannigfaltigen Anwendungsgebiete der Topogramme, welche oben erörtert wurden. Es sind jedoch weitere Studien notwendig, um auf den Ergebnissen dieser Studie aufbauend funktionierende Konzepte zu entwerfen.

### 4.3 Auswertung der Bildqualität

#### 4.3.1 Diskussion der Score-Parameter der Abdomen-Region

Die durchschnittlich erreichten Werte bei der Auswertung ohne fest definierte Parameter zeigen ein deutlich besseres Ergebnis der Darstellungsqualität der knöchernen Strukturen im Gegensatz zu den Weichteilen und parenchymatösen Organen. Dieser Eindruck bestätigt sich bei der Betrachtung der Ergebnisse der Bewertung von Score 2\_1 bis 2\_3: die Abgrenzbarkeit der Wirbelkörper wird deutlich besser bewertet, als die Darstellung der Leber. Diese Beobachtung kann durch die ungleich höhere Dichte der Wirbelkörper gegenüber dem Leberparenchym erklärt werden, durch den höheren Kontrast ist eine Abgrenzung für das menschliche Auge einfacher.

Score 2\_3, welcher die Abgrenzbarkeit der untersten zwei Rippen bewertet, scheint die Bildqualität nicht zufriedenstellend zu messen. Die hier errechneten p-Werte liegen nicht in dem gewählten Signifikanzniveau von 5%, sodass ein Einfluss der Röhrenspannung oder der Rekonstruktionskernels auf die hierbei erreichten Score-Werte unwahrscheinlich ist.

Bei der Erstellung des Scores wurde Wert darauf gelegt, mindestens drei verschiedene Parameter pro Körperregion zur Bewertung der Bildqualität heranzuziehen, um ein größeres Spektrum der sichtbaren Strukturen im Hinblick auf die Bildqualität bewerten zu können. Dies erwies sich bei der Abdomen-Region als schwierig, da ein Großteil der in Frage kommenden Strukturen von Teilen des Darms überlagert wird und sich somit eine große Variabilität der Darstellungsqualität ergibt – unabhängig von der Röhrenspannung oder dem Rekonstruktionskernel. Diese Überlagerung überwiegt potentiell einen etwaigen Einfluss der in dieser Studie untersuchten Variablen, das heißt der Röhrenspannung und der Rekonstruktionskernels, und stört somit die Messung ihres Einflusses auf die Darstellung ebenjener Strukturen. Der Einfluss dieser beiden Kenngrößen sollte jedoch gemessen werden, sodass schließlich aus Mangel an Alternativen neben den Wirbelkörpern und der Leber das am besten sichtbare Rippenpaar unterhalb des Zwerchfells ausgewählt wurden.

#### 4.3.2 Auswertung der Bildqualität von Topogrammen der Abdomen-Region

Ein statistisch signifikanter Einfluss der bei der Aufnahme gewählten Röhrenspannung sowie des verwendeten Rekonstruktionskernels ergibt sich lediglich bei den Scores 1\_2 und 2\_2. Es profitiert also scheinbar nur die Darstellung von Strukturen mit deutlich geringerer Dichte als Knochen von einer bestimmten Spannung beziehungsweise von der Rekonstruktion mit bestimmten Kernels. Diese Beobachtung kann jedoch durch die oben genannten Gründe verfälscht sein. Die besten Ergebnisse zeigen sich bei einer Röhrenspannung von 120 kV beziehungsweise einer Rekonstruktion der Topogramme mithilfe des Kernels T20.

Die nachgewiesene Korrelation zwischen den Scores ohne exakt definierte Kriterien – jeweils getrennt für die Bewertung von knöchernen Strukturen und Weichteilen – legt eine zufriedenstellende Auswahl der in den Scores 2\_1 bis 2\_3 festgelegten Parametern nahe: die Einschätzung der Bildqualität wird durch die erreichten Score-Werte anhand von vornerein festgelegten Kriterien bestätigt.

Des Weiteren wurde eine Korrelation der beiden Parameter-gestützten Scores, welche die Darstellung von knöchernen Strukturen messen, festgestellt – es wird demnach annähernd die identische Eigenschaft gemessen. Diese Beobachtungen lassen darauf schließen, dass die Scores adäquate Messinstrumente für die Bildqualität darstellen.

#### 4.3.3 Diskussion der Score-Parameter der Thorax-Region

Bei Topogrammen der Thorax-Region gestaltete sich das Erstellen eines Scores einfacher als bei der Abdomen-Region. Durch die weitaus geringere Überlagerung ergibt sich eine bedeutend weniger ausgeprägte Variabilität der Darstellungsqualität von Strukturen in der Untersuchungsregion. Bei der Betrachtung der Ergebnisse fällt auf, dass Score 2\_3 durchschnittlich sehr hohe Bewertungen erhielt, die Trachea war offensichtlich im Vergleich zu anderen Strukturen überdurchschnittlich gut abgrenzbar. Dennoch konnte ein signifikanter Einfluss der Röhrenspannung und der Rekonstruktionskernels nachgewiesen werden, sodass die Auswahl des Score-Parameters als zufriedenstellend zu werten ist.

Eine im klinischen Alltag häufig und mit hoher Relevanz beurteilte Struktur ist die Lunge. Eine Definition von starren Parametern zur Bewertung der Lunge war jedoch nicht adäquat möglich. Einerseits gibt es nur eingeschränkt zuverlässig einsehbare Strukturen, welche zum Scoring hätten herangezogen werden können, andererseits

wird die Darstellung der Lunge bei diversen (relativ häufig auftretenden) Pathologien deutlich beeinflusst. Dies hätte mit dem Scoring interferiert und die Reliabilität der erzielten Punktwerte beeinträchtigt. Im Rahmen der Anwendung von Score 1\_2 und des Likert-Scores floss die Darstellungsqualität trotz dessen in die Bewertung mit ein.

#### 4.3.4 Auswertung der Bildqualität von Topogrammen der Thorax-Region

Sowohl die Mittelwerte von Score 1 als auch von Score 2 zeigen bessere Ergebnisse für die Darstellung der Weichteile als für die Abgrenzbarkeit von knöchernen Strukturen.

Die Bewertung der knöchernen Strukturen, das heißt sowohl von Score 1\_1 als auch von Score 2\_1, wurde statistisch signifikant von der für die Aufnahme verwendeten Röhrenspannung und dem verwendeten Rekonstruktionskernel beeinflusst. Hierbei führte eine Einstellung von 100 kV oder 120 kV zu deutlich besseren Ergebnissen, als mit 80 kV erstellte Topogramme. Mit dem Kernel V80 rekonstruierte Topogramme erhielten im Vergleich zur Verwendung der anderen beiden Kernels signifikant schlechtere Bewertungen.

Die unspezifische Einschätzung der Bildqualität der Weichteile (Score 1\_2) wurde signifikant von dem verwendeten Kernel beeinflusst, Score 2\_3 (Darstellung der Trachea) zusätzlich von der Röhrenspannung: eine Röhrenspannung von 120 kV und 100 kV führte zu besseren Ergebnissen als die Verwendung von 80 kV. Bei beiden oben genannten Scores zeigte sich eine Überlegenheit der Rekonstruktionskernels T20 und T20s gegenüber V80.

Score 2\_2 (Darstellung der Herzsilhouette) ergab keine statistisch signifikanten Einflüsse von Kernel oder Spannung.

Die besten Score-Werte ergeben sich folglich bei Topogrammen, die mit einer Röhrenspannung von mehr als 80 kV aufgezeichnet wurden und mit dem Kernel T20s oder T20 rekonstruiert wurden, unabhängig davon, ob die knöchernen Strukturen oder die Weichteile betrachtet werden.

Die Untersuchung der Korrelation zwischen den einzelnen Score-Werten führte zum gleichen Ergebnis, wie bei den Topogrammen der Abdomen-Region: die nach unspezifischen Gesichtspunkten vergebenen Punktwerte korrelieren signifikant mit den Scores, welche ähnliche Strukturen auf der Grundlage definierter Parameter messen, das heißt knöcherne Strukturen beziehungsweise Weichteile. Die

Schlussfolgerung lautet daher identisch: die Parameter von Score 2 spiegeln die ohne definierte Parameter erhobene Bewertung der Bildqualität (gemessen durch Score 1\_1 und 1\_2) wider und sind daher zufriedenstellend gewählt. Des Weiteren besteht ebenfalls eine Korrelation zwischen den Score-Parametern, welche Strukturen mit ähnlichen Dichte-Eigenschaften untersuchen. Dies legt eine hohe Kongruenz der untersuchten Eigenschaften nahe.

#### 4.3.5 Diskussion der Score-Parameter der Thorax/Abdomen-Region

Bei der Erstellung des Scores wurde Wert darauf gelegt, Parameter sowohl aus der Thorax- als auch aus der Abdomen-Region zu definieren. Wie in Abschnitt 4.3.1 bereits erörtert erwies sich das bei letztgenannter Region als schwierig, sodass hiervon nur ein Kriterium zur Bewertung der Weichteile übernommen wurde, von dem Thorax-Score wurden hingegen zwei solche Parameter angewandt. Diese Entscheidung wurde getroffen, um potentielle Limitierungen des Abdomen-Scores bei der Inkorporation in den Thorax/Abdomen-Score zu minimieren.

Die Auswertung der Darstellungsqualität der Wirbelkörper kam erneut zur Anwendung und stellt die einzige Struktur dar, welche sowohl in der Thorax- als auch der Abdomen-Region zu sehen ist.

#### 4.3.6 Auswertung der Bildqualität von Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region

Bei der Bewertung der knöchernen Strukturen insgesamt erreichen Topogramme, welche die Thorax/Abdomen-Region darstellen, den höchsten Mittelwert. Auch bei der Beurteilung der Weichteile insgesamt (Score 1\_2) ergibt sich ein relativ hoher Wert. Interessanterweise wird bei der Bewertung der Herzsilhouette beziehungsweise der Aorta und Trachea auf Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region ein jeweils höherer Durchschnittswert erreicht, als bei den identischen Parametern bei Topogrammen der Thorax-Region. Die Leber scheint hingegen auf Abdomen-Topogrammen besser zur Darstellung zu kommen, als auf Aufnahmen, die zusätzlich die Thorax-Region abbilden.

Für alle Score-Parameter zeigt sich ein statistisch signifikanter Einfluss der gewählten Röhrenspannung. Mit Ausnahme der Bewertung der Darstellung des Herzens beziehungsweise der Aorta besteht zudem ein Einfluss des gewählten Rekonstruktionskernels auf die Bildqualität. Es lässt sich jedoch keine eindeutige

Kombination aus Röhrenspannung und Kernel ausmachen, die bei allen Scores die besten Ergebnisse erzielt. Es ist jedoch zu beobachten, dass Topogramme, die mit einer Spannung von 120 kV erstellt wurden und solche, welche mit dem Kernel T20 rekonstruiert wurden, stets unter den Subgruppen vertreten waren, welche die besten Ergebnisse erzielten.

Wie bei den Scores, die bei den anderen beiden Körperregionen zur Anwendung kamen, besteht eine statistisch signifikante Korrelation zwischen den Punktwerten der Bewertung ohne definitive Parameter und jenen, bei denen solche Parameter angelegt wurden – jeweils aufgeteilt nach knöchernen Strukturen und Weichteilen. Dementsprechend liegt auch hier eine zufriedenstellende Auswahl der Parameter vor, deren Bewertung den Eindruck der Bildqualität der knöchernen Strukturen beziehungsweise der Weichteile widerspiegelt. Des Weiteren besteht – wie bei den anderen zwei Körperregionen auch – eine Korrelation zwischen den Score-Parametern, welche Strukturen ähnlicher Dichte auf Grundlage definierter Kriterien untersuchen. Es besteht demnach eine hohe Übereinstimmung zwischen den untersuchten Eigenschaften.

#### 4.3.7 Bewertung der Scoring-Ergebnisse

Beim Vergleich der für die drei Körperregionen beobachteten Ergebnisse fällt zunächst auf, dass bei Topogrammen der Abdomen-Region signifikante Einflüsse der Röhrenspannung und der Rekonstruktionskernels bei lediglich zwei der fünf angewandten Scores wahrscheinlich sind. Gegenüber den Scores der Topogramme der Thorax-Region und der Thorax/Abdomen-Region, bei welchen jeweils vier von fünf beziehungsweise alle sechs Scores einen signifikanten Einfluss der untersuchten Variablen auf die Bildqualität nahelegen, wird ein deutlicher Unterschied offenbar. Diese Beobachtung ist vermutlich durch die in Abschnitt 4.3.1 beschriebenen Schwierigkeiten bei der Definition von adäquaten Score-Parametern zu erklären.

Bei den Topogrammen der Abdomen-Region ergaben sich signifikante p-Werte bei den beiden Scores, welche die Darstellungsqualität der Weichteile messen, Score 1\_2 und 2\_2. Dabei erzielten jeweils die mit 120 kV erstellten Topogramme bessere Score-Ergebnisse, als mit einer niedrigeren Röhrenspannung aufgenommene Topogramme. Mit dem Kernel T20 rekonstruierte Topogramme erzielten bessere Ergebnisse, als unter der Verwendung des Kernels V80 erstellte Dateien.

Die Topogramme der Thorax-Region erhielten für alle Scores bis auf Score 2\_2, welcher die Darstellung von Herz und Aorta misst, Punktwerte, die sich signifikant zwischen den unterschiedlichen Spannungen (bis auf Score 1\_2) beziehungsweise der Kernels unterschieden.

Sofern ein Einfluss der verwendeten Röhrenspannung vorlag, war die Ausprägung dieses Einflusses stets die gleiche: während die Spannungen 120 kV und 100 kV keine signifikant unterschiedlichen Ergebnisse ergaben, waren sie beide statistisch nachweislich für höhere Score-Werte verantwortlich, als Topogramme, die mit 80 kV erstellt wurden.

Die verwendeten Rekonstruktionskernels zeigten ebenfalls bei allen oben genannten Scores bis auf Score 2\_3 (Darstellung der Trachea), bei dem lediglich der globale p-Wert signifikant war, einen gleich gerichteten Effekt: die Dateien, welche mit dem Kernel T20s oder T20 erstellt wurden, erzielten signifikant höhere Punktwerte, als mit Kernel V80 rekonstruierte Aufnahmen.

Bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region wurde bei allen sechs Scores ein signifikanter Einfluss der Röhrenspannung offenbar, dies war bis auf Score 2\_3, welcher die Darstellung von Herz und Aorta misst, und Score 2\_4, der die Abgrenzbarkeit der Trachea bewertet, ebenfalls für die verwendeten Rekonstruktionskernels der Fall. Eine klare Rangordnung der drei Spannungen mit Überlegenheit von 120 kV über 100 kV und 80 kV als Einstellung mit den schlechtesten Ergebnissen konnte bei den Scores 1\_2 (Weichteile insgesamt), 2\_2 (Darstellung der Leber) und 2\_4 (Darstellung der Trachea) nachgewiesen werden – allesamt Scores, welche die Bildqualität der Weichteile messen. Auch bei Score 2\_3 (Herzsilhouette) erzielten die mit 120 kV erstellten Topogramme signifikant bessere Ergebnisse, als die mit 80 kV erstellten Topogramme. Bei den Scores, welche die Darstellung knöcherner Strukturen messen, ergaben sich übereinstimmende Ergebnisse: die Punktwerte von Topogrammen mit 120 kV und 100 kV unterschieden sich nicht signifikant, beide Einstellungen waren jedoch den mit 80 kV aufgezeichneten Topogrammen überlegen. Bei den Scores 1\_1 bis 2\_2, das heißt bei der Bewertung der knöchernen Strukturen, der Weichteile insgesamt, der Wirbelkörper und der Leber erzielten mit T20 rekonstruierte Topogramme stets die besten Ergebnisse, bei Score 1\_1 zusammen mit V80.

Es bestehen Gemeinsamkeiten der Scoring-Ergebnisse der drei verschiedenen Körperregionen. Beim Vergleich der signifikanten Ergebnisse ist über alle Scores hinweg eine Röhrenspannung von 120 kV stets eine der Einstellungen, welche die besten Ergebnisse erzielt, bei Topogrammen der Abdomen-Region ist dies immer der Fall. Bei Topogrammen der Thorax-Region unterscheiden sich die Punktwerte der mit 100 kV aufgezeichneten Topogramme nicht signifikant von denen mit 120 kV erstellten Topogrammen, sodass eine Überlegenheit von 100 kV und 120 kV gegenüber 80 kV besteht. Topogramme der Thorax/Abdomen-Region zeigen sowohl Scores, bei denen ausschließlich Topogramme mit 120 kV die besten Ergebnisse erzielen, als auch solche, bei denen sich mit 100 kV erstellte Aufnahmen nicht signifikant hinsichtlich ihrer Score-Werte unterscheiden.

Auch bei Betrachtung der Rekonstruktionskernels können Gemeinsamkeiten beobachtet werden: eine Überlegenheit der mit Kernel T20 oder T20s rekonstruierten Topogramme gegenüber den mit V80 erstellten Dateien besteht bei allen Scores von Topogrammen der Thorax - und Abdomen-Region, bei letztgenannter bis auf eine Ausnahme bei Score 2\_2 (Darstellungsqualität der Leber), wo lediglich Kernel T20 eine Überlegenheit gegenüber V80 zeigt. Bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region ist der Kernel T20 stets unter den Subgruppen, welche die höchsten Punktwerte erhielten.

Zusammenfassend sind daher die beiden Ausprägungen der Variablen Röhrenspannung und Rekonstruktionskernel, die konstant und unabhängig von der untersuchten Körperregion unter den Subgruppen zu finden sind, die die höchsten Score-Werte auf sich vereinen, 120 kV und T20. Topogramme, die mit 100 kV aufgezeichnet wurden beziehungsweise mit dem Kernel T20s rekonstruiert wurden erhielten oft, aber nicht immer ähnlich gute Ergebnisse.

Die Darstellung der Weichteile profitiert bei Topogrammen der Abdomen- und der Thorax/Abdomen-Region von der höchsten in dieser Studie verwendeten Röhrenspannung sowie der Rekonstruktion mit Kernel T20. Bei Aufnahmen der Thorax-Region unterschied sich die Bewertung der Darstellungsqualität der Weichteile nicht für die Einstellungen von 100 kV und 120 kV beziehungsweise für die verwendeten Rekonstruktionskernels T20 und T20s. Die identische Feststellung wurde bei der Bewertung der knöchernen Strukturen gemacht. Topogramme der



Thorax/Abdomen-Region verhielten sich diesbezüglich ähnlich, hier war jedoch eine Überlegenheit von Kernel T20 gegenüber T20s feststellbar.

Die in den meisten Fällen festgestellte Unterlegenheit von V80 gegenüber den anderen zwei Rekonstruktionskernels beruht mutmaßlich auf dem verstärkten Bildrauschen, welches durch die höhere Anzahl der Schwarz-Weiß-Wechsel entsteht (s. Abschnitt 2.2.2). Dieser Effekt scheint die im Vorfeld zu erwartende höhere Ortsauflösung zu überlagern, sodass letztlich eine schlechtere Abgrenzbarkeit der untersuchten Strukturen vorliegt.

Die Scores zur Messung der Darstellungsqualität der knöchernen beziehungsweise parenchymatösen Strukturen korrelieren bei allen drei Körperregionen signifikant mit den jeweiligen Scores, welche sich auf definierte Parameter stützen und strukturell ähnliche Zielregionen messen, das heißt knöcherne Strukturen oder Weichteile. Das spricht für eine gute Aussagekraft der Scores 2\_1 bis 2\_3 beziehungsweise bis 2\_4, welche akkurat den Eindruck der Darstellungsqualität der sichtbaren knöchernen Strukturen und der minderlichten Strukturen anhand von im Vorfeld definierten Kriterien widerspiegeln. Die gleiche Beobachtung ist bei der Untersuchung der Korrelation der Scores 2\_1 bis 2\_4 untereinander zu machen. Zudem korrelieren die Scores zur Messung der Darstellungsqualität der knöchernen beziehungsweise parenchymatösen Strukturen in ihrer Gesamtheit bei allen Körperregionen miteinander, die Bildqualität von knöchernen und weniger dichten Strukturen ist also voneinander abhängig.

Bezüglich der Untersuchung des Einflusses der Stromstärke auf die resultierende Bildqualität muss zunächst die ungleiche Verteilung der Daten benannt werden: mehr als 90% der im Rahmen der Auswertung verwendeten Topogramme wurden mit einer Stromstärke von 20 mA aufgezeichnet. Auf die anderen beiden Einstellungen, für die sich signifikante Effekte errechnen ließen (30 mA und 50 mA) entfielen < 9% der Topogramme. Zufällige Effekte könnten somit einerseits eine (fälschliche) Überlegenheit bestimmter Einstellungen nahelegen, andererseits könnten signifikante Effekte aufgrund von Zufallseffekten übersehen werden.

Bei der entsprechenden Analyse hatten sich lediglich für Topogramme der Abdomen-Region signifikante Effekte gezeigt. Eine hohe Stromstärke scheint demnach einen positiven Einfluss auf die resultierende Bildqualität zu haben.

Bei der Auswertung des Likert-Scorings erzielte eine Stromstärke von 50 mA die signifikant besten Score-Werte. Bei der Beurteilung der Rippen unterhalb des Zwerchfells konnte ein gleichgerichteter Effekt beschrieben werden, ebenso bei der Bewertung der Abgrenzbarkeit der Wirbelkörper – hier zeigte sich neben einer Einstellung von 50 mA eine definierte Stromstärke von 30 mA den anderen Einstellungen überlegen. Lediglich die Bewertung der knöchernen Strukturen in ihrer Gesamtheit (Score 1\_1) zeigte einen gegenteiligen Effekt: hier erzielten Topogramme, welche mit 20 mA aufgezeichnet worden waren höhere Score-Werte als solche, bei deren Erstellung 30 mA oder 50 mA Verwendung gefunden hatten. An dieser Stelle ist erneut auf die Limitierung der vorliegenden Daten hinsichtlich der Fragestellung zu verweisen.

#### 4.3.8 Inter-observer-Variabilität

Ein Teil der gesamten Datenmenge wurde im Rahmen dieser Studie von einer zweiten Person hinsichtlich der Bildqualität bewertet. Die Ergebnisse wurden anschließend mit denen des ersten Untersuchers verglichen (s. Abschnitt 3.8).

Bezüglich der Topogramme der Abdomen-Region zeigen alle Scores bis auf Score 2\_3, welcher die Darstellungsqualität des untersten Rippenpaares messen soll, eine gute bis sehr gute Übereinstimmung. Bei letztgenanntem Score konnte lediglich durch den zweiten Beobachter ein signifikanter Einfluss der beiden Parameter Spannung und Rekonstruktionskernel festgestellt werden. Dieser Beobachtung könnte eine hohe Variabilität der Darstellungsqualität der bewerteten Struktur zugrunde liegen – die Herausforderungen, adäquate Parameter zur Bewertung in der Abdomen-Region zu definieren werden in Abschnitt 4.3.1 diskutiert.

Bei der Betrachtung der unterschiedlichen Ergebnisse des Scorings der Topogramme der Thorax-Region fällt eine höhere Variabilität der beiden Scoring-Ergebnisse auf. Bei der Bewertung der Darstellungsqualität der Wirbelkörper wurde von beiden Untersuchern ein signifikanter Einfluss der Rekonstruktionskernels gemessen, ein entsprechender Einfluss der Röhrenspannung wurde lediglich beim Erst-Scoring festgestellt. Weiterhin konnte ein signifikanter Einfluss der Rekonstruktionskernels

auf die Darstellungsqualität des Herzens nur auf Grundlage der Scoring-Ergebnisse des zweiten Untersuchers festgestellt werden.

Bei der Betrachtung der Scoring-Ergebnisse der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region fällt eine lediglich geringe Übereinstimmung der Ergebnisse der beiden Untersucher auf – während durch den ersten Untersucher ein signifikanter Einfluss der Röhrenspannung auf fast alle Score-Ergebnisse gemessen wurde, fehlt eine solche Beobachtung bei der Betrachtung der Score-Werte des zweiten Untersuchers. Die im Vergleich zu den Topogrammen der Abdomen- und Thorax-Region größere Abweichung der Ergebnisse der beiden Untersucher könnte (unter anderem) durch die größere Untersuchungsregion bedingt sein. Durch die höhere Streuung ist eine dezidierte Abgrenzung von Bilddetails schwieriger.

Es existieren mehrere Faktoren, welche die Abweichungen zwischen den Ergebnissen der beiden Untersucher erklären könnten. Zunächst besteht zwischen den Untersuchern ein Unterschied der Erfahrung bezüglich der diagnostischen Auswertung von Topogrammen – während der erste Untersucher kein Facharzt für Radiologie ist, handelt es sich bei dem zweiten Untersucher um einen Facharzt der Radiologie. Hiermit lässt sich am ehesten die beobachtete systematische Abweichung erklären: durch den zweiten Untersucher wurden im Durchschnitt für fast alle Score-Parameter (bis auf die Bewertung der Abgrenzbarkeit der Wirbelkörper bei Topogrammen der Thorax-Region) höhere Punktwerte vergeben. Dies ist am ehesten durch die überlegene Expertise des zweiten Untersuchers bedingt, sodass Score-Kriterien bei gleichen Bedingungen öfter als erfüllt gewertet wurden.

Weiterhin wurden vom zweiten Untersucher nicht alle in dieser Studie verwendeten 879 Topogramme bewertet, sondern lediglich 150. Obgleich die Score-Werte der vom zweiten Untersucher bewerteten Topogramme mit denen der identischen Topogramme des ersten Untersuchers verglichen wurden, kann eine geringere inter-observer Variabilität im Falle einer größeren verglichenen Datenmenge aufgrund des vorliegenden selection bias nicht ausgeschlossen werden. Bei einer zufallsbedingten Häufung vergleichsweise Artefakt-reicher Aufnahmen wäre beispielsweise eine aus oben genannten Gründen hierdurch größere Beeinträchtigung der Bewertung durch den ersten Untersucher denkbar. Ein solcher Effekt könnte durch eine größere verglichene Datenmenge minimiert werden.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse des Likert-Scores fällt eine im Vergleich zu den restlichen Scores überdurchschnittliche Übereinstimmung zwischen den beiden Untersuchern auf. Durch die weniger restriktiven Kriterien für die Bewertung der Bildqualität fällt die unterschiedliche Expertise der beiden Untersucher weniger stark ins Gewicht. Dies ist am ehesten als Ursache anzusehen. Diese Beobachtung stützt die vermutete hauptsächliche Ursache für die Abweichungen der beiden Untersucher bei der Betrachtung der Ergebnisse der restlichen Scores, das heißt die unterschiedliche Expertise bezüglich radiologischer Diagnostik.

#### 4.4 Auswertung der Darstellungsqualität der Fremdkörper

Die bei Score 4\_3 vergebenen Punktwerte sprechen für eine insgesamt sehr gute Darstellung von Fremdkörpern durch Topogramme. Ein Vergleich der Darstellungsqualität des Fremdmaterials mit konventionellen Röntgen-Aufnahmen wurde in dieser Studie nicht durchgeführt, stellt jedoch eine interessante Fragestellung dar.

Die Betrachtung von Fremdkörpern auf den Topogrammen kann sinnvoll sein, da diese weniger anfällig für Artefaktbildung durch metallene Strukturen sind, als die in drei Ebenen rekonstruierten CT-Schichtbilder (56). Die korrespondierenden Topogramme können daher herangezogen werden, um Fremdmaterial auf den axialen CT-Schichtaufnahmen besser zu definieren und die dort entstandenen Artefakte besser abgrenzen und werten zu können – zumal die Topogramme ohnehin vorliegen und nicht eigens dafür erstellt werden müssen.

Der Einfluss der Röhrenspannung auf die Abgrenzbarkeit der Fremdkörper konnte statistisch signifikant nur für Topogramme der Thorax/Abdomen-Region nachgewiesen werden. Diese Beobachtung könnte durch die größere abgebildete Körperregion im Vergleich zu Aufnahmen der Thorax- oder Abdomen-Region zu erklären sein, bei der eine höhere Röhrenspannung durch das größere bestrahlte Gebiet einen insgesamt stärkeren Effekt hat. Dies lässt sich jedoch mit den vorliegenden Daten nicht adäquat untersuchen.

Ein statistisch signifikanter Einfluss des gewählten Rekonstruktionskernels auf die Darstellungsqualität der Fremdkörper konnte für die Gesamtheit der Topogramme, das heißt unabhängig von der Körperregion, nachgewiesen werden. Bei den einzelnen, nach Regionen getrennten Auswertungen konnte hingegen kein Einfluss

festgestellt werden. Es ist daher davon auszugehen, dass ein solcher Einfluss zwar besteht, jedoch zu gering ausgeprägt ist, um im Rahmen dieser Studie definitiv erfasst zu werden.

Die Scores, mit welchen die allgemeine Bildqualität der Topogramme bewertet wurde, wurden auf eine Korrelation mit Score 4\_3 hin überprüft. Hierbei konnten lediglich bei Topogrammen der Thorax/Abdomen-Region statistisch signifikante Ergebnisse beobachtet werden – die gleiche Überlegung, die zum Einfluss der Röhrenspannung angestellt wurde, könnte auch hier Relevanz haben: eine größere abgebildete Region könnte demnach stärker durch eine geeignete Rekonstruktion profitieren, als Aufnahmen mit einem geringeren FOV.

#### 4.5 Auswertung der Darstellungsqualität der durch die CT festgestellten Befunde

Um eine Vergleichbarkeit der verschiedenen, durch die CT-Untersuchungen festgestellten Diagnosen sicherzustellen, wurde zunächst ein Score entworfen. Die Vorgaben zum Erreichen der einzelnen Punktwerte wurden bewusst wenig spezifisch definiert, um der großen Vielfalt an Diagnosen, die wiederum vielen verschiedenen Organsystemen zugehörig sind, gerecht zu werden. Zur besseren Übersicht und Vergleichbarkeit wurden die Diagnosen zunächst kodiert und – sofern möglich - einem von 20 Organsystemen zugeordnet.

Die durchschnittlich erzielten Punktwerte und die Median-Werte zeigen, dass die meisten Diagnosen, die mithilfe der CT-Untersuchungen befundet wurden, unzureichend auf den zugehörigen Topogrammen sichtbar waren. Dabei ist jedoch zu beachten, dass viele dieser Diagnosen auch auf einer entsprechenden, konventionellen Röntgen-Aufnahme wahrscheinlich ebenfalls nicht oder nur unzureichend sichtbar gewesen wären. Die wenigen Ausnahmen, welche durchschnittlich hohe Punktwerte erzielten, waren Organsystemen zugehörig, welche erfahrungsgemäß auch auf Röntgen-Aufnahmen gut einsehbar sind – wie etwa das Mediastinum, das Herz oder das Zwerchfell.

Die bei der Erstellung des Topogramms gewählte Röhrenspannung scheint keinen Einfluss auf die erzielten Score-Werte zu haben.

Bei der Untersuchung einer Korrelation der Score-Werte für die Darstellung der durch die CT festgestellten Befunde mit den Punktwerten, welche für die Einschätzung der Bildqualität vergeben wurden, ergaben sich lediglich drei Scores, die eine solche Korrelation aufwiesen. Zwei davon stellen die Scores zur Messung der Darstellungsqualität der knöchernen Strukturen und der Weichteile der Topogramme der Abdomen-Region dar und einer den die Darstellungsqualität der Wirbelkörper beschreibenden Score der Topogramme der Thorax/Abdomen-Region. Der Zusammenhang ist jeweils relativ schwach ausgeprägt. Folglich kann eine Verbesserung der Bildqualität die Schwächen der Modalität für die Darstellung der vorliegenden Befunde scheinbar nur in sehr geringen Ausmaß ausgleichen.

Topogramme können demnach viele der in dieser Studie untersuchten Diagnosen, die durch die jeweils korrespondierende CT festgestellt wurden, nicht als alleinige Modalität auffinden. Es gibt jedoch Indikationen, für die Topogramme eine gute Möglichkeit der Diagnosefindung darstellen, entweder als alleinige Bildgebung oder ergänzend zu anderen Verfahren (s. Abschnitt 4.2).

#### 4.6 Limitierungen der Studie

Die vorliegende Studie unterliegt einigen Limitierungen.

Alle untersuchten Topogramme zeigen die Regionen Abdomen, Thorax oder Thorax/Abdomen. Diese Entscheidung wurde bewusst im Vorfeld der Studie getroffen, um eine gute Vergleichbarkeit zu erreichen. Es kann daher jedoch keine Aussage über die Bildqualität beziehungsweise den Einfluss der Röhrenspannung und der Rekonstruktionskernels auf die Darstellungsqualität bei Topogrammen, die andere Körperregionen zeigen, getroffen werden.

Des Weiteren sind die Ergebnisse und die Schlüsse, die daraus gezogen werden, abhängig von den in dieser Studie verwendeten Scores. Diese Limitierung ist bei einer Auswertung auf Grundlage eines jeden Scores inhärent und wurde bewusst in Kauf genommen, um eine übersichtliche und vergleichbare Auswertung zu ermöglichen. Die Verwendung eines oder mehrerer Scores war dafür unverzichtbar.

Ferner wurde nur ein einziges CT-Gerät verwendet. Ob bei unterschiedlichen Modellen Unterschiede der Bildqualität zu erwarten sind, kann daher durch diese Studie nicht untersucht werden.

In dieser Studie wurden für die Erstellung der Topogramme drei verschiedene Spannungen und drei verschiedene Rekonstruktionskernels verwendet. Der Effekt einer höheren Röhrenspannung als 120 kV oder anderer Kernels, als der in dieser Studie verwendeten, konnte daher nicht untersucht werden.

Zuletzt bleibt die Limitierung auf die untersuchten Fragestellungen zu nennen. Andere interessante Forschungsfragen, wie etwa der Zusammenhang des BMI mit der Bildqualität des jeweiligen Topogramms oder die Messung der applizierten Strahlenexposition bei den einzelnen Subgruppen, wurden in dieser Studie nicht untersucht.

## 5 Zusammenfassung

### Einleitung

Im Rahmen einer jeden CT-Untersuchung wird zunächst eine (oder mehrere) Übersichtsaufnahme(n) angefertigt, um die Zielregion einzeichnen zu können. Ein solches Topogramm (synonym: scout view) wird nach der Aufzeichnung mithilfe eines sogenannten Rekonstruktionskernels moduliert. Es existieren verschiedene Rekonstruktionskernels, welche jeweils unterschiedliche Effekte auf die endgültige Darstellungsqualität haben (beispielsweise durch Beeinflussung von Bildrauschen und Kontrast).

In der radiologischen Diagnostik wird Topogrammen vergleichsweise wenig Beachtung zuteil. Es existieren jedoch Studien, welche eine diagnostische Wertigkeit von Topogrammen bezüglich verschiedener Fragestellungen feststellen. Um das Potential der Topogramme in der radiologischen Diagnostik zu amplifizieren war es Ziel dieser Studie, die Bildqualität der Topogramme zu verbessern. Hierfür wurde insbesondere auf die Verwendung verschiedener Rekonstruktionskernels Wert gelegt, weiterhin wurde der Einfluss verschiedener CT-Röhrenspannungen untersucht. Hierbei wurden Topogramme verwendet, welche die Körperregionen Thorax, Abdomen oder Thorax und Abdomen darstellten und mit 80 kV, 100 kV oder 120 kV aufgezeichnet wurden. Die Bilddateien wurden mit drei verschiedenen Rekonstruktionskernels moduliert (T20s, T20 und V80) und die so entstandenen Topogramme mit verschiedenen, eigens entworfenen Score-Parametern hinsichtlich der Bildqualität bewertet.

### Ergebnisse

Zusammenfassend konnte ein signifikanter Einfluss sowohl der Röhrenspannung als auch der verwendeten Rekonstruktionskernels auf die resultierenden Score-Werte festgestellt werden. In Abhängigkeit der bewerteten Strukturen zeigten sich unterschiedlich gerichtete Einflüsse der oben beschriebenen Parameter.

Ferner wurde die Abgrenzbarkeit von mit erfassten Fremdmaterial bewertet, hier zeigte sich eine insgesamt sehr gute Darstellungsqualität.



Weiterhin erfolgte ein Scoring bezüglich der durch die jeweilig korrespondierenden CT-Aufnahmen diagnostizierten Pathologien. Diese konnten in der Summe nicht adäquat anhand des Topogramms festgestellt werden.

### Diskussion

Durch die Verwendung verschiedener Rekonstruktionskernels sowie CT-Röhrenspannungen konnte die Darstellungsqualität der Topogramme statistisch signifikant moduliert werden. Eine weitere dahingehende Optimierung der Bildqualität erscheint vor dem Hintergrund des Potentials von Topogrammen sinnvoll. Hierfür sind weiterführende Studien wünschenswert. Topogramme können genutzt werden, um die (CT-)radiologische Diagnostik adäquat zu komplettieren, beispielsweise für die Beurteilung von Arealen, welche innerhalb des FOV (field of view) des Topogramms, jedoch außerhalb dessen der entsprechenden CT-Aufnahme liegen. Die Verbesserung der Bildqualität stellt somit eine Chance für die Optimierung der diagnostischen Treffsicherheit dar.

## **6 Abstract**

### **Introduction**

Although CT scans are of crucial importance in modern radiological departments and highly valued due to the diagnostic yields they provide, CT scout views, which are obtained beforehand in order to define the field of view (FOV) of the following CT scan, are not necessarily routinely reviewed. However, there are studies that claim CT scout views can be put to better use than they currently are by exploring a number of different useful fields of application, such as locating pathological findings outside of the FOV of the axial slides and limiting radiation exposure by implementing various approaches. This study aims to improve the image quality of CT scout views in order to encourage their implementation into radiological review and to increase their diagnostic value.

### **Methods and materials**

This study included scout views captured with tube voltages set to 80 kV, 100 kV and 120 kV which depict one of three regions: thorax, abdomen or thorax and abdomen. It is standard procedure to apply a so-called kernel to the scout view to reduce its file size and improve its image quality via reconstruction of the raw data. In this study, three different kernels were used for the reconstruction of each scout view. For each of the three regions, a score was created in order to rate the image quality. Furthermore, identifiability of foreign bodies (if present) was scored independently and the scout views were examined to investigate if pathological findings confirmed by the respective CT images could be located. Another score was employed to objectify the results.

### **Results**

Both the applied tube voltage and the kernel used for reconstruction of the scout view show a statistically significant influence on the resulting image quality. The extent of said influences differs with regard to the depicted region and the anatomical structure examined, however, the combination of an applied voltage of 120 kV and reconstruction of the scout view using the kernel T20 yielded the best results in most cases. The assessment of identifiability of foreign bodies showed excellent results. In contrast, pathological findings diagnosed via the respective CT-slides were not adequately displayed on the scout views in most cases.

## **Discussion and conclusion**

CT scout views are often underestimated due to their limited diagnostic value (in comparison to the corresponding CT data). However, they contain additional, diagnostically useful information and reviewing them provides potential to complement radiological diagnoses. Enhancing the image quality of CT scout views could likely prove helpful to exploit aforementioned potential more effectively and further the recognition of scout views as a valuable source of additional diagnostically relevant information.

## Literaturverzeichnis

1. Sedlmair, Martin, inventor; Siemens Healthcare GmbH, assignee. Topogramm aus einer Spiralrekonstruktion. Deutschland 2013.
2. Spahn M. Flat detectors and their clinical applications. *Eur Radiol.* 2005;15(9):1934-47.
3. Nazir SA, Benamore R, Gleeson F. Missed lung cancers on the scout view: do we look every time? *Case Rep Med.* 2013;2013:760543.
4. Orman G, Bosemani T, Tekes A, Poretti A, Huisman TA. Scout view in pediatric CT neuroradiological evaluation: do not underestimate! *Childs Nerv Syst.* 2014;30(2):307-11.
5. Johnson PT, Scott WW, Gayler BW, Lewin JS, Fishman EK. The CT scout view: does it need to be routinely reviewed as part of the CT interpretation? *AJR Am J Roentgenol.* 2014;202(6):1256-63.
6. Sener RN, Ripeckyj GT, Otto PM, Rauch RA, Jinkins JR. Recognition of abnormalities on computed scout images in CT examinations of the head and spine. *Neuroradiology.* 1993;35(3):229-31.
7. Uslu MM, Ozsar B, Cirpar M, Kara S, Eksioglu F, Cetik O. Computerized tomography scout view for determining distal femoral resection angle in intramedullary instrumentation of total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(1):78-82.
8. Farrar MJ, Newman RJ, Mawhinney RR, King R. Computed tomography scan scout film for measurement of femoral axis in knee replacement. *J Arthroplasty.* 1999;14(8):1030-1.
9. Gbejuade HO, White P, Hassaballa M, Porteous AJ, Robinson JR, Murray JR. Do long leg supine CT scanograms correlate with weight-bearing full-length radiographs to measure lower limb coronal alignment? *Knee.* 2014;21(2):549-52.
10. Mohanlal P, Jain S. Assessment and validation of CT scanogram to compare per-operative and post-operative mechanical axis after navigated total knee replacement. *Int Orthop.* 2009;33(2):437-9.
11. Ege G, Akman H, Kuzucu K, Yildiz S. Can computed tomography scout radiography replace plain film in the evaluation of patients with acute urinary tract colic? *Acta Radiol.* 2004;45(4):469-73.
12. Chu G, Rosenfield AT, Anderson K, Scout L, Smith RC. Sensitivity and value of digital CT scout radiography for detecting ureteral stones in patients with ureterolithiasis diagnosed on unenhanced CT. *AJR Am J Roentgenol.* 1999;173(2):417-23.
13. Johnston R, Lin A, Du J, Mark S. Comparison of kidney-ureter-bladder abdominal radiography and computed tomography scout films for identifying renal calculi. *BJU Int.* 2009;104(5):670-3.
14. Chua ME, Gomez OR, Sapno LD, Lim SL, Morales ML, Jr. Use of computed tomography scout film and Hounsfield unit of computed tomography scan in predicting the radio-opacity of urinary calculi in plain kidney, ureter and bladder radiographs. *Urol Ann.* 2014;6(3):218-23.
15. Assi Z, Platt JF, Francis IR, Cohan RH, Korobkin M. Sensitivity of CT scout radiography and abdominal radiography for revealing ureteral calculi on helical CT: implications for radiologic follow-up. *AJR Am J Roentgenol.* 2000;175(2):333-7.
16. Yap WW, Belfield JC, Bhatnagar P, Kennish S, Wah TM. Evaluation of the sensitivity of scout radiographs on unenhanced helical CT in identifying ureteric

- calculi: a large UK tertiary referral centre experience. *Br J Radiol*. 2012;85(1014):800-6.
17. Sfoungaristos S, Gofrit ON, Katz R, Yutkin V, Landau EH, Pode D, et al. A predictive model for stone radiopacity in kidney-ureter-bladder film based on computed tomography parameters. *Urology*. 2014;84(5):1021-5.
  18. Huang CC, Chuang CK, Wong YC, Wang LJ, Wu CH. Useful prediction of ureteral calculi visibility on abdominal radiographs based on calculi characteristics on unenhanced helical CT and CT scout radiographs. *Int J Clin Pract*. 2009;63(2):292-8.
  19. Theocharopoulos N, Chatzakis G, Karantanas A, Chlapoutakis K, Damilakis J. CT evaluation of the low severity cervical spine trauma: when is the scout view enough? *Eur J Radiol*. 2010;75(1):82-6.
  20. O'Shaughnessy E, Dixon KL. Reducing CT dose in myocardial perfusion SPECT/CT. *Nucl Med Commun*. 2015;36(11):1150-4.
  21. Vaidya R, Anderson B, Elbanna A, Colen R, Hoard D, Sethi A. CT scanogram for limb length discrepancy in comminuted femoral shaft fractures following IM nailing. *Injury*. 2012;43(7):1176-81.
  22. Garner MR, Dow M, Bixby E, Mintz DN, Widmann RF, Dodwell ER. Evaluating Length: The Use of Low-dose Biplanar Radiography (EOS) and Tantalum Bead Implantation. *J Pediatr Orthop*. 2016;36(1):e6-9.
  23. Kjellberg M, Al-Amiry B, Englund E, Sjoden GO, Sayed-Noor AS. Measurement of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. The reliability of a plain radiographic method compared to CT-scanogram. *Skeletal Radiol*. 2012;41(2):187-91.
  24. Emamian SA, Dubovsky EC, Vezina LG, Carter W, Bulas DI. CT scout films: don't forget to look! *Pediatr Radiol*. 2003;33(8):535-9.
  25. Perugini S, Bonetti MG, Ghirlanda S, Fresina A, Salvolini U. Technical note: CT scout views of the cervical spine in severely head-injured patients. *Skeletal Radiol*. 1996;25(3):247-9.
  26. Gestring ML, Gracias VH, Feliciano MA, Reilly PM, Shapiro MB, Johnson JW, et al. Evaluation of the lower spine after blunt trauma using abdominal computed tomographic scanning supplemented with lateral scanograms. *J Trauma*. 2002;53(1):9-14.
  27. Bazzocchi A, Spinnato P, Albisinni U, Battista G, Rossi C, Guglielmi G. A careful evaluation of scout CT lateral radiograph may prevent unreported vertebral fractures. *Eur J Radiol*. 2012;81(9):2353-7.
  28. Kraus GE, Bucholz RD, Smith KR, Jr., Awwad EE. Open depressed skull fracture missed on computed tomography: a case report. *Am J Emerg Med*. 1991;9(1):34-6.
  29. Lee FC, Noar JH, Evans RD. Evaluation of the CT scanogram for assessment of craniofacial morphology. *Angle Orthod*. 2011;81(1):17-25.
  30. Habibzadeh MA, Ay MR, Asl AR, Ghadiri H, Zaidi H. Impact of miscentering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: phantom and clinical studies. *Phys Med*. 2012;28(3):191-9.
  31. Toth T, Ge Z, Daly MP. The influence of patient centering on CT dose and image noise. *Med Phys*. 2007;34(7):3093-101.
  32. Gudjonsdottir J, Svensson JR, Campling S, Brennan PC, Jonsdottir B. Efficient use of automatic exposure control systems in computed tomography requires correct patient positioning. *Acta Radiol*. 2009;50(9):1035-41.

33. Ghafourian K, Younes D, Simprini LA, Weigold WG, Weissman G, Taylor AJ. Scout view X-ray attenuation versus weight-based selection of reduced peak tube voltage in cardiac CT angiography. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2012;5(6):589-95.
34. Layritz C, Muschiol G, Flohr T, Bietau C, Marwan M, Schuhbaeck A, et al. Automated attenuation-based selection of tube voltage and tube current for coronary CT angiography: reduction of radiation exposure versus a BMI-based strategy with an expert investigator. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2013;7(5):303-10.
35. Noto D, Funama Y, Utsunomiya D, Oda S, Yuki H, Yamashita Y. Patient-specific tube-voltage selection at coronary CT angiography based on the combination of X-ray attenuation on scout views and body mass index: how can appropriate radiation dose be achieved? *Acta Radiol*. 2015;56(10):1171-9.
36. Gao J, Li J, Earls J, Li T, Wang Q, Dai R. Individualized tube current selection for 64-row cardiac CTA based on analysis of the scout view. *Eur J Radiol*. 2011;79(2):266-71.
37. Durmus T, Luhur R, Daqqaq T, Schwenke C, Knobloch G, Huppertz A, et al. Individual selection of X-ray tube settings in computed tomography coronary angiography: Reliability of an automated software algorithm to maintain constant image quality. *Eur J Radiol*. 2016;85(5):963-71.
38. Frellesen C, Stock W, Kerl JM, Lehnert T, Wichmann JL, Nau C, et al. Topogram-based automated selection of the tube potential and current in thoraco-abdominal trauma CT - a comparison to fixed kV with mAs modulation alone. *Eur Radiol*. 2014;24(7):1725-34.
39. Li B, Behrman RH, Norbash AM. Comparison of topogram-based body size indices for CT dose consideration and scan protocol optimization. *Med Phys*. 2012;39(6):3456-65.
40. Eller A, Wuest W, Scharf M, Brand M, Achenbach S, Uder M, et al. Attenuation-based automatic kilovolt (kV)-selection in computed tomography of the chest: effects on radiation exposure and image quality. *Eur J Radiol*. 2013;82(12):2386-91.
41. Eller A, May MS, Scharf M, Schmid A, Kuefner M, Uder M, et al. Attenuation-based automatic kilovolt selection in abdominal computed tomography: effects on radiation exposure and image quality. *Invest Radiol*. 2012;47(10):559-65.
42. Li M, Feng S, Wu N, Zhang L. Scout-Based Automated Tube Potential Selection Technique (kV Assist) in Enhanced Chest Computed Tomography: Effects on Radiation Exposure and Image Quality. *J Comput Assist Tomogr*. 2017;41(3):442-5.
43. Winklehner A, Goetti R, Baumuehler S, Karlo C, Schmidt B, Raupach R, et al. Automated attenuation-based tube potential selection for thoracoabdominal computed tomography angiography: improved dose effectiveness. *Invest Radiol*. 2011;46(12):767-73.
44. Peng W, Li Z, Xia C, Guo Y, Zhang J, Zhang K, et al. A CONSORT-compliant prospective randomized controlled trial: radiation dose reducing in computed tomography using an additional lateral scout view combined with automatic tube current modulation: Phantom and patient study. *Medicine (Baltimore)*. 2017;96(30):e7324.
45. Rodrigues JC, Negus IS, Manghat NE, Hamilton MC. A completed audit cycle of the lateral scan projection radiograph in CT pulmonary angiography (CTPA); the impact on scan length and radiation dose. *Clin Radiol*. 2013;68(6):574-9.

46. Gleisner KS, Ljungberg M. Patient-specific whole-body attenuation correction maps from a CT system for conjugate-view-based activity quantification: method development and evaluation. *Cancer Biother Radiopharm.* 2012;27(10):652-64.
47. Dickinson RL, Erwin WD, Stevens DM, Bidaut LM, Mar MV, Macapinlac HA, et al. Hybrid Modality Fusion of Planar Scintigrams and CT Topograms to Localize Sentinel Lymph Nodes in Breast Lymphoscintigraphy: Technical Description and Phantom Studies. *Int J Mol Imaging.* 2011;2011:298102.
48. Li H, Liu K, Sun H, Bao N, Wang X, Tian S, et al. Automatic heart positioning method in computed tomography scout images. *Biomed Mater Eng.* 2014;24(6):3277-86.
49. Weisz GM, Albury WR, Houang MD, Matucci-Cerinic M. Scanogram for sagittal imbalance of the spine: low dose alternative for a safer diagnosis. *Curr Rheumatol Rev.* 2014;10(1):35-7.
50. Ziegeler E, Grimm JM, Wirth S, Uhl M, Reiser MF, Scherr MK. Computed tomography scout views vs. conventional radiography in body-packers - delineation of body-packs and radiation dose in a porcine model. *Eur J Radiol.* 2012;81(12):3883-9.
51. Schrum A, Scheer F, Andresen R. Colon-Cut-off-Sign in the CT-Scanogram - Evidence of Pancreatitis? *J Clin Diagn Res.* 2015;9(11):Td01-2.
52. Rosenblat JM, Rozenblit AM, Wolf EL, DuBrow RA, Den EI, Levsky JM. Findings of cecal volvulus at CT. *Radiology.* 2010;256(1):169-75.
53. Bress A, Metzler S, Plastaras C, Nguyen C, Schuster JM, Pukenas B. "Scout No Scan" Technique Reduces Patient Radiation Exposure During CT-Guided Spine Biopsy. *AJR Am J Roentgenol.* 2017;209(5):1158-61.
54. Yin Z, Yao Y, Montillo A, Wu M, Edic PM, Kalra M, et al. Acquisition, preprocessing, and reconstruction of ultralow dose volumetric CT scout for organ-based CT scan planning. *Med Phys.* 2015;42(5):2730-9.
55. Gomes J, Gang GJ, Mathews A, Stayman JW. An Investigation of Low-Dose 3D Scout Scans for Computed Tomography. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng.* 2017;10132.
56. Jiang L, Templeton A, Turian J, Kirk M, Zusag T, Chu JC. Comparison of computed tomography scout based reference point localization to conventional film and axial computed tomography. *Med Dosim.* 2011;36(4):410-5.
57. Yue N, Chen Z, Bond JE, Son YH, Nath R. Combined use of transverse and scout computed tomography scans to localize radioactive seeds in an interstitial brachytherapy implant. *Med Phys.* 1999;26(4):502-5.
58. Brook OR, Guralnik L, Engel A. CT scout view as an essential part of CT reading. *Australas Radiol.* 2007;51(3):211-7.
59. Berlin L. Reviewing the CT scout view: medicolegal and ethical considerations. *AJR Am J Roentgenol.* 2014;202(6):1264-6.
60. Anzahl der Untersuchungen mit Computertomographie und Magnetresonanztomographie in Deutschland 2009  
<https://de.statista.com/statistik/daten/studie/172699/umfrage/ct-und-mrt---anzahl-der-untersuchungen-2009/>; Statista; 2009, letzter Zugriff am 13.10.2019
61. Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition  
<https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-mezizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>: Bundesamt für Strahlenschutz; 2017, letzter Zugriff am 13.10.2019

62. Broder J, Fordham LA, Warshauer DM. Increasing utilization of computed tomography in the pediatric emergency department, 2000-2006. *Emerg Radiol.* 2007;14(4):227-32.



## **Literaturverzeichnis**

(alphabetische Sortierung)

1. Assi Z, Platt JF, Francis IR, et al. Sensitivity of CT scout radiography and abdominal radiography for revealing ureteral calculi on helical CT: implications for radiologic follow-up. *AJR Am J Roentgenol* 2000;175:333-7.
2. Bazzocchi A, Spinnato P, Albisinni U, et al. A careful evaluation of scout CT lateral radiograph may prevent unreported vertebral fractures. *Eur J Radiol* 2012;81:2353-7.
3. Berlin L. Reviewing the CT scout view: medicolegal and ethical considerations. *AJR Am J Roentgenol* 2014;202:1264-6.
4. Bress A, Metzler S, Plastaras C, et al. "Scout No Scan" Technique Reduces Patient Radiation Exposure During CT-Guided Spine Biopsy. *AJR Am J Roentgenol* 2017;209:1158-1161.
5. Broder J, Fordham LA, Warshauer DM. Increasing utilization of computed tomography in the pediatric emergency department, 2000-2006. *Emerg Radiol* 2007;14:227-32.
6. Brook OR, Guralnik L, Engel A. CT scout view as an essential part of CT reading. *Australas Radiol* 2007;51:211-7.
7. Chu G, Rosenfield AT, Anderson K, et al. Sensitivity and value of digital CT scout radiography for detecting ureteral stones in patients with ureterolithiasis diagnosed on unenhanced CT. *AJR Am J Roentgenol* 1999;173:417-23.
8. Chua ME, Gomez OR, Sapno LD, et al. Use of computed tomography scout film and Hounsfield unit of computed tomography scan in predicting the radio-opacity of urinary calculi in plain kidney, ureter and bladder radiographs. *Urol Ann* 2014;6:218-23.
9. Dickinson RL, Erwin WD, Stevens DM, et al. Hybrid Modality Fusion of Planar Scintigrams and CT Topograms to Localize Sentinel Lymph Nodes in Breast Lymphoscintigraphy: Technical Description and Phantom Studies. *Int J Mol Imaging* 2011;2011:298102.
10. Durmus T, Luhur R, Daqqaq T, et al. Individual selection of X-ray tube settings in computed tomography coronary angiography: Reliability of an automated software algorithm to maintain constant image quality. *Eur J Radiol* 2016;85:963-71.
11. Ege G, Akman H, Kuzucu K, et al. Can computed tomography scout radiography replace plain film in the evaluation of patients with acute urinary tract colic? *Acta Radiol* 2004;45:469-73.
12. Eller A, May MS, Scharf M, et al. Attenuation-based automatic kilovolt selection in abdominal computed tomography: effects on radiation exposure and image quality. *Invest Radiol* 2012;47:559-65.
13. Eller A, Wuest W, Scharf M, et al. Attenuation-based automatic kilovolt (kV)-selection in computed tomography of the chest: effects on radiation exposure and image quality. *Eur J Radiol* 2013;82:2386-91.
14. Emamian SA, Dubovsky EC, Vezina LG, et al. CT scout films: don't forget to look! *Pediatr Radiol* 2003;33:535-9.
15. Farrar MJ, Newman RJ, Mawhinney RR, et al. Computed tomography scan scout film for measurement of femoral axis in knee replacement. *J Arthroplasty* 1999;14:1030-1.

16. Frellesen C, Stock W, Kerl JM, et al. Topogram-based automated selection of the tube potential and current in thoraco-abdominal trauma CT - a comparison to fixed kV with mAs modulation alone. *Eur Radiol* 2014;24:1725-34.
17. Gao J, Li J, Earls J, et al. Individualized tube current selection for 64-row cardiac CTA based on analysis of the scout view. *Eur J Radiol* 2011;79:266-71.
18. Garner MR, Dow M, Bixby E, et al. Evaluating Length: The Use of Low-dose Biplanar Radiography (EOS) and Tantalum Bead Implantation. *J Pediatr Orthop* 2016;36:e6-9.
19. Gbejuade HO, White P, Hassaballa M, et al. Do long leg supine CT scanograms correlate with weight-bearing full-length radiographs to measure lower limb coronal alignment? *Knee* 2014;21:549-52.
20. Gestring ML, Gracias VH, Feliciano MA, et al. Evaluation of the lower spine after blunt trauma using abdominal computed tomographic scanning supplemented with lateral scanograms. *J Trauma* 2002;53:9-14.
21. Ghafourian K, Younes D, Simprini LA, et al. Scout view X-ray attenuation versus weight-based selection of reduced peak tube voltage in cardiac CT angiography. *JACC Cardiovasc Imaging* 2012;5:589-95.
22. Gleisner KS, Ljungberg M. Patient-specific whole-body attenuation correction maps from a CT system for conjugate-view-based activity quantification: method development and evaluation. *Cancer Biother Radiopharm* 2012;27:652-64.
23. Gomes J, Gang GJ, Mathews A, et al. An Investigation of Low-Dose 3D Scout Scans for Computed Tomography. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng* 2017;10132.
24. Gudjonsdottir J, Svensson JR, Campling S, et al. Efficient use of automatic exposure control systems in computed tomography requires correct patient positioning. *Acta Radiol* 2009;50:1035-41.
25. Habibzadeh MA, Ay MR, Asl AR, et al. Impact of miscentering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: phantom and clinical studies. *Phys Med* 2012;28:191-9.
26. Huang CC, Chuang CK, Wong YC, et al. Useful prediction of ureteral calculi visibility on abdominal radiographs based on calculi characteristics on unenhanced helical CT and CT scout radiographs. *Int J Clin Pract* 2009;63:292-8.
27. Jiang L, Templeton A, Turian J, et al. Comparison of computed tomography scout based reference point localization to conventional film and axial computed tomography. *Med Dosim* 2011;36:410-5.
28. Johnson PT, Scott WW, Gayler BW, et al. The CT scout view: does it need to be routinely reviewed as part of the CT interpretation? *AJR Am J Roentgenol* 2014;202:1256-63.
29. Johnston R, Lin A, Du J, et al. Comparison of kidney-ureter-bladder abdominal radiography and computed tomography scout films for identifying renal calculi. *BJU Int* 2009;104:670-3.
30. Kjellberg M, Al-Amiry B, Englund E, et al. Measurement of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. The reliability of a plain radiographic method compared to CT-scanogram. *Skeletal Radiol* 2012;41:187-91.

31. Kraus GE, Bucholz RD, Smith KR, Jr., et al. Open depressed skull fracture missed on computed tomography: a case report. *Am J Emerg Med* 1991;9:34-6.
32. Layritz C, Muschiol G, Flohr T, et al. Automated attenuation-based selection of tube voltage and tube current for coronary CT angiography: reduction of radiation exposure versus a BMI-based strategy with an expert investigator. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2013;7:303-10.
33. Lee FC, Noar JH, Evans RD. Evaluation of the CT scanogram for assessment of craniofacial morphology. *Angle Orthod* 2011;81:17-25.
34. Li B, Behrman RH, Norbash AM. Comparison of topogram-based body size indices for CT dose consideration and scan protocol optimization. *Med Phys* 2012;39:3456-65.
35. Li H, Liu K, Sun H, et al. Automatic heart positioning method in computed tomography scout images. *Biomed Mater Eng* 2014;24:3277-86.
36. Li M, Feng S, Wu N, et al. Scout-Based Automated Tube Potential Selection Technique (kV Assist) in Enhanced Chest Computed Tomography: Effects on Radiation Exposure and Image Quality. *J Comput Assist Tomogr* 2017;41:442-445.
37. Mohanlal P, Jain S. Assessment and validation of CT scanogram to compare per-operative and post-operative mechanical axis after navigated total knee replacement. *Int Orthop* 2009;33:437-9.
38. Nazir SA, Benamore R, Gleeson F. Missed lung cancers on the scout view: do we look every time? *Case Rep Med* 2013;2013:760543.
39. Noto D, Funama Y, Utsunomiya D, et al. Patient-specific tube-voltage selection at coronary CT angiography based on the combination of X-ray attenuation on scout views and body mass index: how can appropriate radiation dose be achieved? *Acta Radiol* 2015;56:1171-9.
40. O'Shaughnessy E, Dixon KL. Reducing CT dose in myocardial perfusion SPECT/CT. *Nucl Med Commun* 2015;36:1150-4.
41. Orman G, Bosemani T, Tekes A, et al. Scout view in pediatric CT neuroradiological evaluation: do not underestimate! *Childs Nerv Syst* 2014;30:307-11.
42. Peng W, Li Z, Xia C, et al. A CONSORT-compliant prospective randomized controlled trial: radiation dose reducing in computed tomography using an additional lateral scout view combined with automatic tube current modulation: Phantom and patient study. *Medicine (Baltimore)* 2017;96:e7324.
43. Perugini S, Bonetti MG, Ghirlanda S, et al. Technical note: CT scout views of the cervical spine in severely head-injured patients. *Skeletal Radiol* 1996;25:247-9.
44. Rodrigues JC, Negus IS, Manghat NE, et al. A completed audit cycle of the lateral scan projection radiograph in CT pulmonary angiography (CTPA); the impact on scan length and radiation dose. *Clin Radiol* 2013;68:574-9.
45. Rosenblat JM, Rozenblit AM, Wolf EL, et al. Findings of cecal volvulus at CT. *Radiology* 2010;256:169-75.
46. Schrum A, Scheer F, Andresen R. Colon-Cut-off-Sign in the CT-Scanogram - Evidence of Pancreatitis? *J Clin Diagn Res* 2015;9:Td01-2.
47. Sedlmair, Martin, inventor; Siemens Healthcare GmbH, assignee. Topogramm aus einer Spiralrekonstruktion. Deutschland 2013.

48. Sener RN, Ripeckyj GT, Otto PM, et al. Recognition of abnormalities on computed scout images in CT examinations of the head and spine. *Neuroradiology* 1993;35:229-31.
49. Sfoungaristos S, Gofrit ON, Katz R, et al. A predictive model for stone radiopacity in kidney-ureter-bladder film based on computed tomography parameters. *Urology* 2014;84:1021-5.
50. Spahn M. Flat detectors and their clinical applications. *Eur Radiol.* 2005;15(9):1934-47.
51. Theocharopoulos N, Chatzakis G, Karantanis A, et al. CT evaluation of the low severity cervical spine trauma: when is the scout view enough? *Eur J Radiol* 2010;75:82-6.
52. Toth T, Ge Z, Daly MP. The influence of patient centering on CT dose and image noise. *Med Phys* 2007;34:3093-101.
53. Uslu MM, Ozsar B, Cirpar M, et al. Computerized tomography scout view for determining distal femoral resection angle in intramedullary instrumentation of total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:78-82.
54. Vaidya R, Anderson B, Elbanna A, et al. CT scanogram for limb length discrepancy in comminuted femoral shaft fractures following IM nailing. *Injury* 2012;43:1176-81.
55. Weisz GM, Albury WR, Houang MD, et al. Scanogram for sagittal imbalance of the spine: low dose alternative for a safer diagnosis. *Curr Rheumatol Rev* 2014;10:35-7.
56. Winklehner A, Goetti R, Baumuehler S, et al. Automated attenuation-based tube potential selection for thoracoabdominal computed tomography angiography: improved dose effectiveness. *Invest Radiol* 2011;46:767-73.
57. Yap WW, Belfield JC, Bhatnagar P, et al. Evaluation of the sensitivity of scout radiographs on unenhanced helical CT in identifying ureteric calculi: a large UK tertiary referral centre experience. *Br J Radiol* 2012;85:800-6.
58. Yin Z, Yao Y, Montillo A, et al. Acquisition, preprocessing, and reconstruction of ultralow dose volumetric CT scout for organ-based CT scan planning. *Med Phys* 2015;42:2730-9.
59. Yue N, Chen Z, Bond JE, et al. Combined use of transverse and scout computed tomography scans to localize radioactive seeds in an interstitial brachytherapy implant. *Med Phys* 1999;26:502-5.
60. Ziegeler E, Grimm JM, Wirth S, et al. Computed tomography scout views vs. conventional radiography in body-packers - delineation of body-packs and radiation dose in a porcine model. *Eur J Radiol* 2012;81:3883-9.
61. Anzahl der Untersuchungen mit Computertomographie und Magnetresonanztomographie in Deutschland 2009. Volume 2018. <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/172699/umfrage/ct-und-mrt---anzahl-der-untersuchungen-2009/>: Statista, 2009, letzter Zugriff am 13.10.2019
62. Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition. Volume 2018. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medicin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>: Bundesamt für Strahlenschutz, 2017, letzter Zugriff am 13.10.2019

## 7 Anhang

### Kodierung der Fremdkörper

Port-Katheter	PK
Aortenstent (Thorax)	A1
Aortenstent (Abdomen)	A2
Platte Humerus	P1
Nagel Humerus	P2
Platte Femur	P3
Hüft-TEP	HTP
Schrauben Hüfte	HTP2
Spondylodese	SP
Drähte Sternum	S1
Schrittmacher / ICD	SM
Thoraxdrainage	TD
Gitter (Navigation bei Intervention)	G1
Schrauben / Metall Becken	M1
Katheter (Ureter)	K1
Katheter (Blase)	K2
perkutane Abszessdrainage	AD
Stent (Gallengänge)	GS
PEG	PEG
Magensonde	MS
Stoma / Stoma-Beutel	ST
ZVK	ZVK
nicht definitiv festzustellen	00

## Kodierung der CT-Befunde

Befund	Kodierung	Organsystem	Anzahl
Keine Pathologie im CT	000		40
Struma	101	Schilddrüse	18
Läsion Schilddrüse	102	Schilddrüse	1
Aortenektasie /-aneurysma (Abdomen)	103	Aorta	8
Aortenektasie/ -aneurysma (Thorax)	104	Aorta	7
Aortendissektion (Abdomen)	105	Aorta	0
Aortendissektion (Thorax)	106	Aorta	2
Mediastinal-Shift	107	Mediastinum	4
Cholezystolithiasis / Cholezystitis	108	Gallenblase	10
Cholestase	109		2
Aerobilie	110	Gallengänge	1
Leberläsion / Lebermetastase / RF Leber	111	Leber	38
Aszites	112		12
Leberzirrhose	113	Leber	5
Leberzyste	114	Leber	20
Milzzyste	115	Milz	4
Milzläsion /-RF	116	Milz	2
Splenomegalie	117	Milz	10
Ovarzyste	118	Ovar	1
Nierenzyste	119	Niere / Ureter	17
Harnstau (Nierenbecken, Ureter)	120	Niere / Ureter	11
Konkrement (Nierenbecken, Ureter)	121	Niere / Ureter	10
RF Niere / Läsion Niere / Nieren-Ca	122	Niere / Ureter	11
NN-RF /-Läsion / -Adenom /-Blutung	123	Nebenniere	14
RF Pankreas / Pankreas-Ca / Pankreas-Läsion	124	Pankreas	6
Pankreaspseudozysten	125	Pankreas	2
Pankreasatrophie	126	Pankreas	1
Lungenrundherd / Lungenläsion / Bronchial-Ca / Metastase	127	Lunge / Pleura	58
Pleuraerguss / (Milchglas-)Infiltrat / Konsolidierung / Verdichtung	128	Lunge / Pleura	44
Protrusion der Pleura	129	Lunge / Pleura	1
RF / Läsion Pleura o. subpleural	130	Lunge / Pleura	4
Pneumothorax (nicht ventral)	131	Lunge / Pleura	0
Pneumothorax (ventral)	132	Lunge / Pleura	2
Minderbelüftung / Atelektase	133	Lunge / Pleura	6
Lungenemphysem	134	Lunge / Pleura	12
Lungenfibrose	135	Lunge / Pleura	2

Lungenembolie	136	Lunge / Pleura	4
Kaverne / einschmelzende Prozesse	137	Lunge / Pleura	3
Zwerchfelltiefstand	138	Zwerchfell	1
Zwerchfelldiaphragma	139	Zwerchfell	1
Perikarderguss	140	Herz	4
Kardiomegalie	141	Herz	10
Hiatushernie	142		11
LK mediastinal / hiliär	143		44
LK abdominell (retroperitoneal / paraaortal / inguinal)	144		14
Leistenhernie / Narbenhernie	145		2
Freie Luft (Abdomen)	146		1
Darmperforation	147	Darm	1
Sigmadivertikulose / -divertikulitis	148	Darm	4
Sigma-Ca / -RF	149	Darm	1
Dilatierte Darmschlingen	150	Darm	2
Engstelle Darm	151	Darm	2
RF, nicht näher bezeichnet (keine Organ-Zuordnung, thorakal)	152		5
RF, nicht näher bezeichnet (keine Organ-Zuordnung, abdominell)	153		11
RF, zystisch (abdominell)	154		1
RF, zystisch (thorakal)	155		0
Zervix-Ca / RF Zervix	156	Cervix uteri	3
Läsion / RF Prostata	157	Prostata	1
RF Blase / verdickte Wand	158	Blase	3
Fraktur Rippe	159	Knochen (Thorax)	5
Fraktur Becken	160	Knochen (Abdomen)	0
Fraktur WK (Thorax)	161	Knochen (Thorax)	0
Fraktur WK (Abdomen)	162	Knochen (Abdomen)	4
Degenerative WK-Veränderungen (thorakal)	163	Knochen (Thorax)	3
Degenerative WK-Veränderungen (abdominell)	164	Knochen (Abdomen)	4
Metastasen / RF WK (thorakal)	165	Knochen (Thorax)	4
Metastasen / RF WK (abdominell)	166	Knochen (Abdomen)	5
Fraktur Clavicula	167	Knochen (Thorax)	0
Omarthrose	168	Knochen	3

		(Thorax)	
Coxarthrose	169	Knochen (Abdomen)	3
Osteopenie / Osteolyse / Knochenzyste / Läsion Knochen (Thorax)	170	Knochen (Thorax)	2
Osteopenie / Osteolyse / Knochenzyste / Läsion Knochen (Abdomen)	171	Knochen (Abdomen)	8
RF Scrotum	172		1
luft-/flüssigkeitsgefüllte Höhle Lunge	173		1
Hämatomhöhle im re. dorsalen Mittelbauch	174		1
Zyste dorsal des Magens	175		1
Flüssigkeit retrosternal mit Ausbreitung in die re. Pleura	176		1
retroperitoneales Hämatom mit Gaseinschlüssen	177		1
großes Endoleak bei Z.n. EVAR	178		0
Hämatom im kleinen Becken	179		0
Stenosen der A. iliaca communis + externa	180		1
Verschluss der A. mesenterica sup.	181		1
Fibrothorax re. bei Z.n. Pneumektomie	182		1
Zyste im vorderen Mediastinum	183		1
Pfortaderthrombose	184		1
LK axillär / LK zervikal	185		4
verdickte Darmwand	186	Darm	7

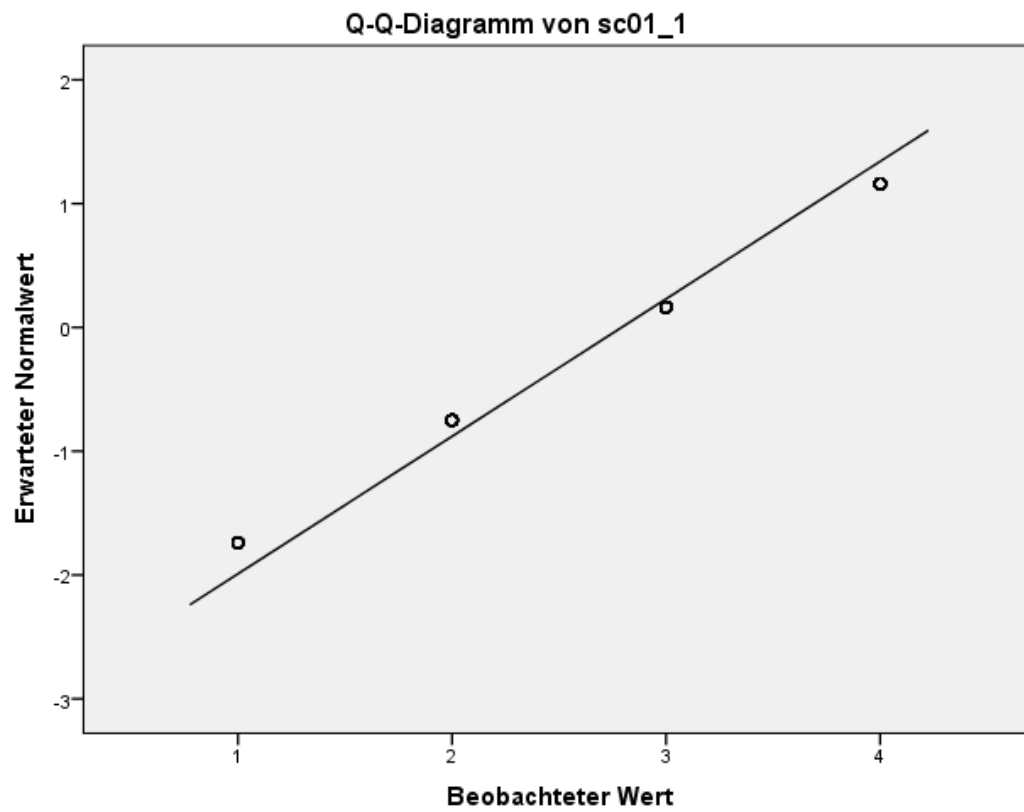


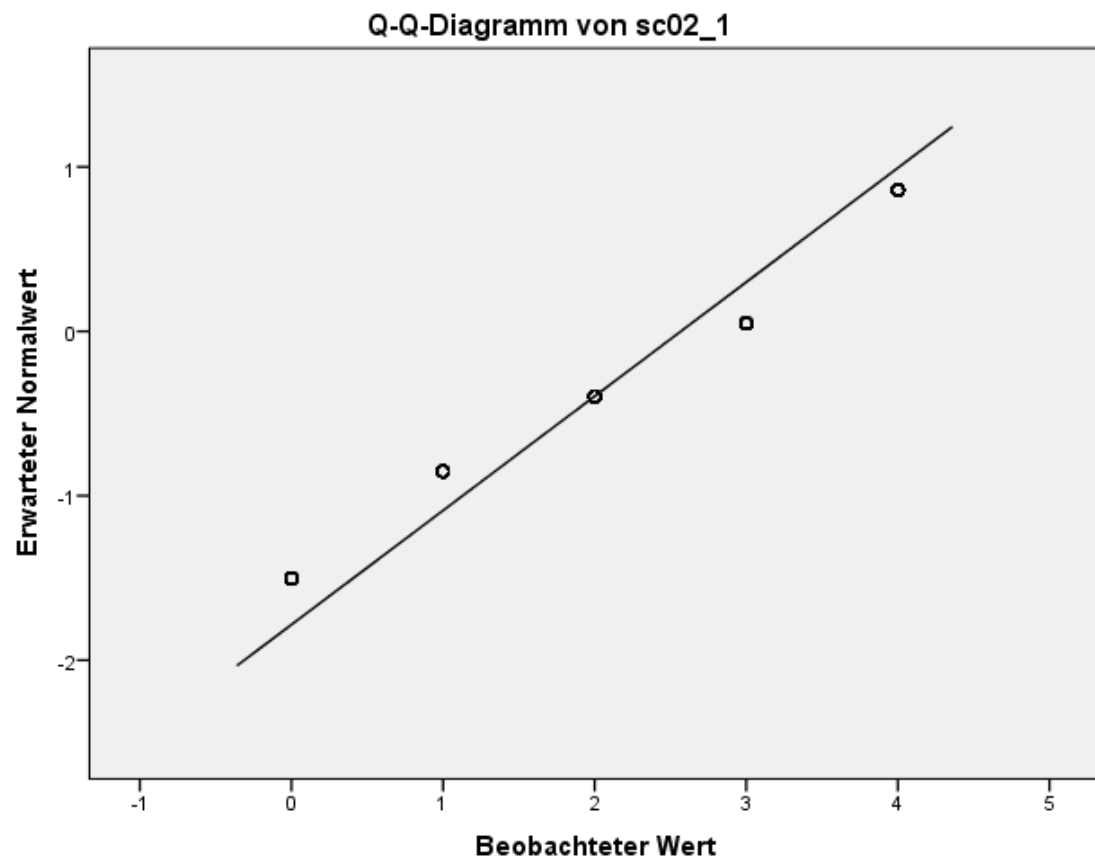
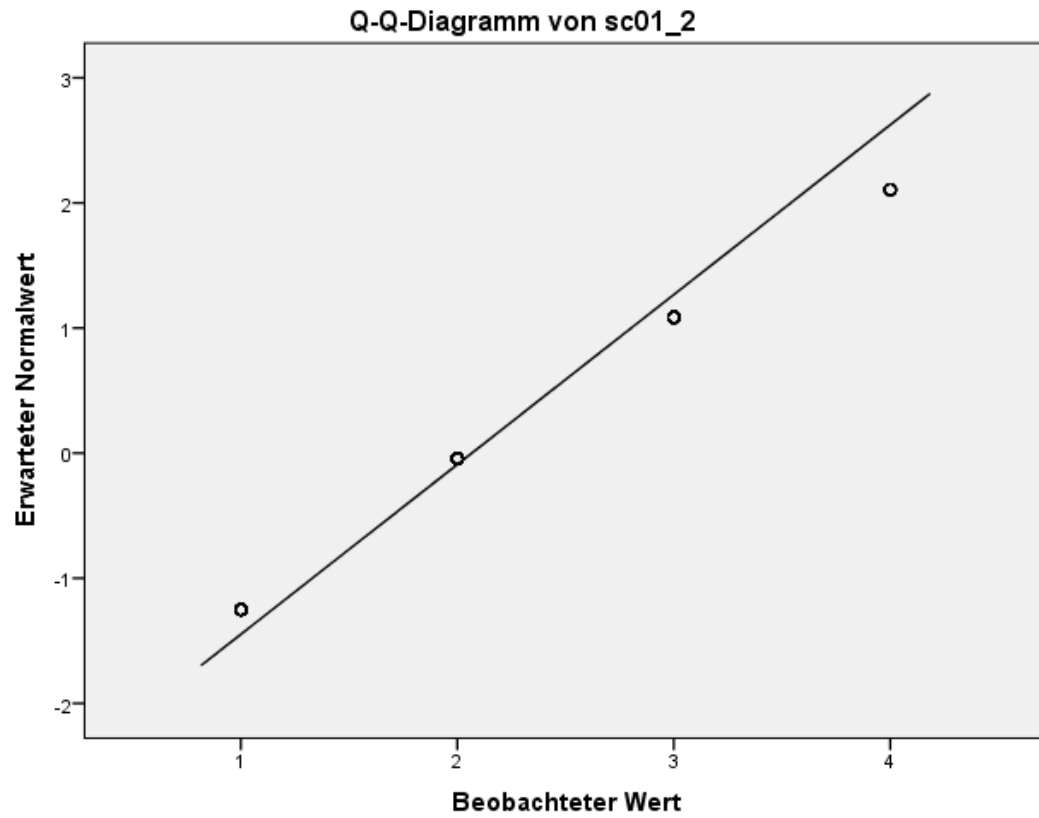
## **Zuordnung der CT-Befunde zu 20 Organsystemen**

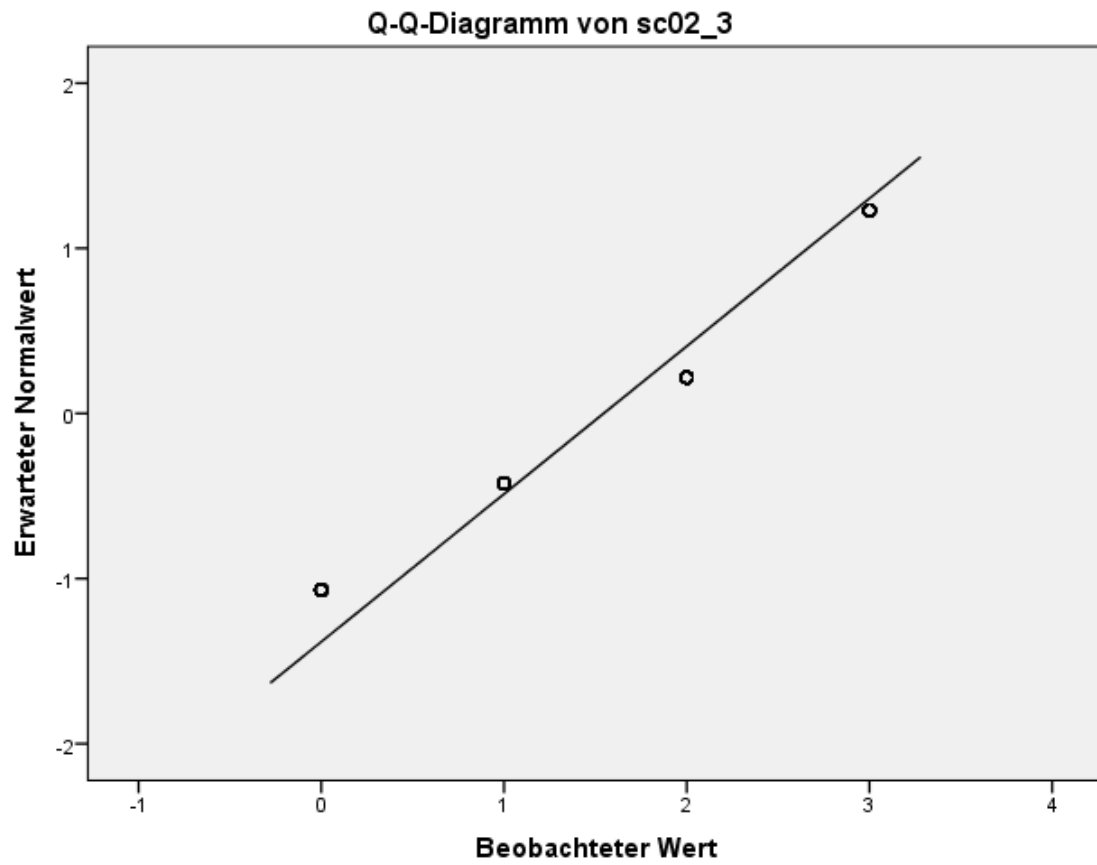
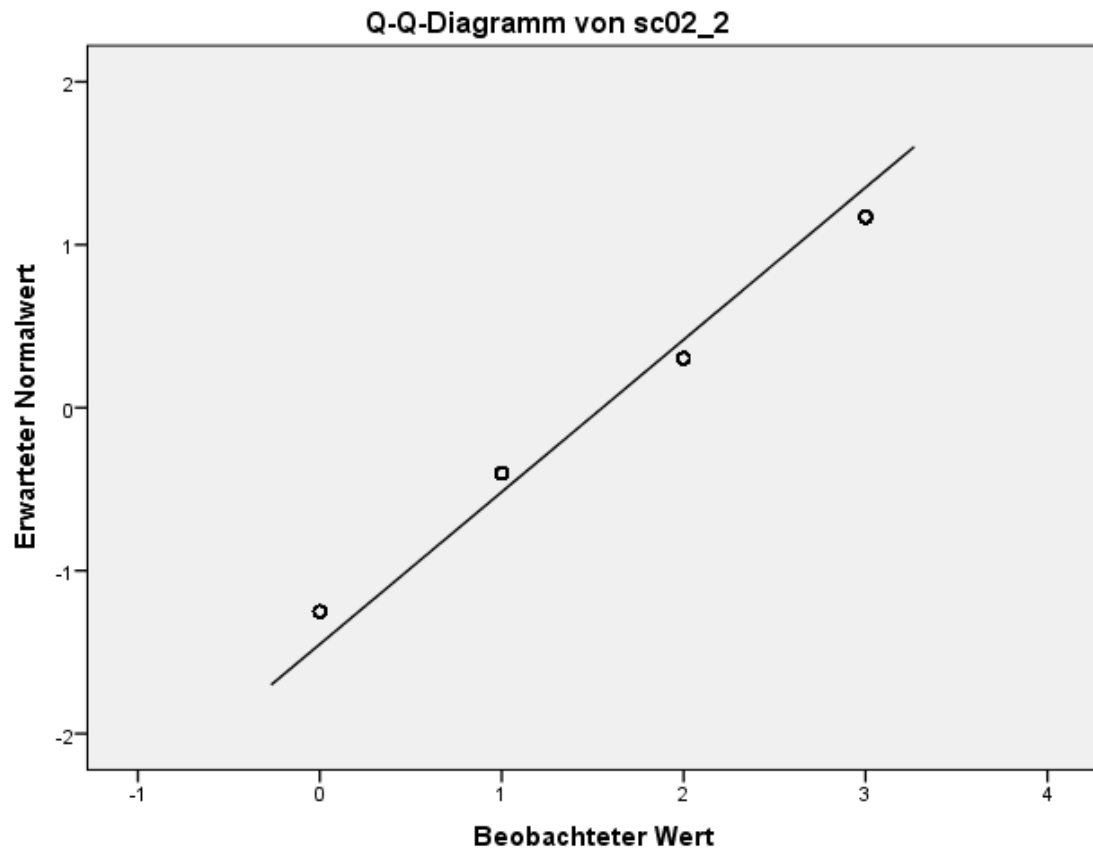
<b>Organsystem</b>	<b>zugehörige Diagnosen</b>
Schilddrüse	101 - 102
Aorta	103 - 106
Mediastinum	107
Gallenblase	108
Gallengänge	110
Leber	111 - 114
Milz	115 - 117
Ovar	118
Niere / Ureter	119 - 122
Nebenniere	123
Pankreas	124 - 126
Lunge / Pleura	127 - 137
Zwerchfell	138, 139
Herz	140, 141
Darm	147 – 151, 186
Cervix uteri	156
Prostata	157
Blase	158
Knochen (Thorax)	159, 161, 163, 165, 167, 168, 170
Knochen (Abdomen)	160, 162, 164, 166, 169, 171

## QQ-Diagramme zur Überprüfung der Normalverteilung

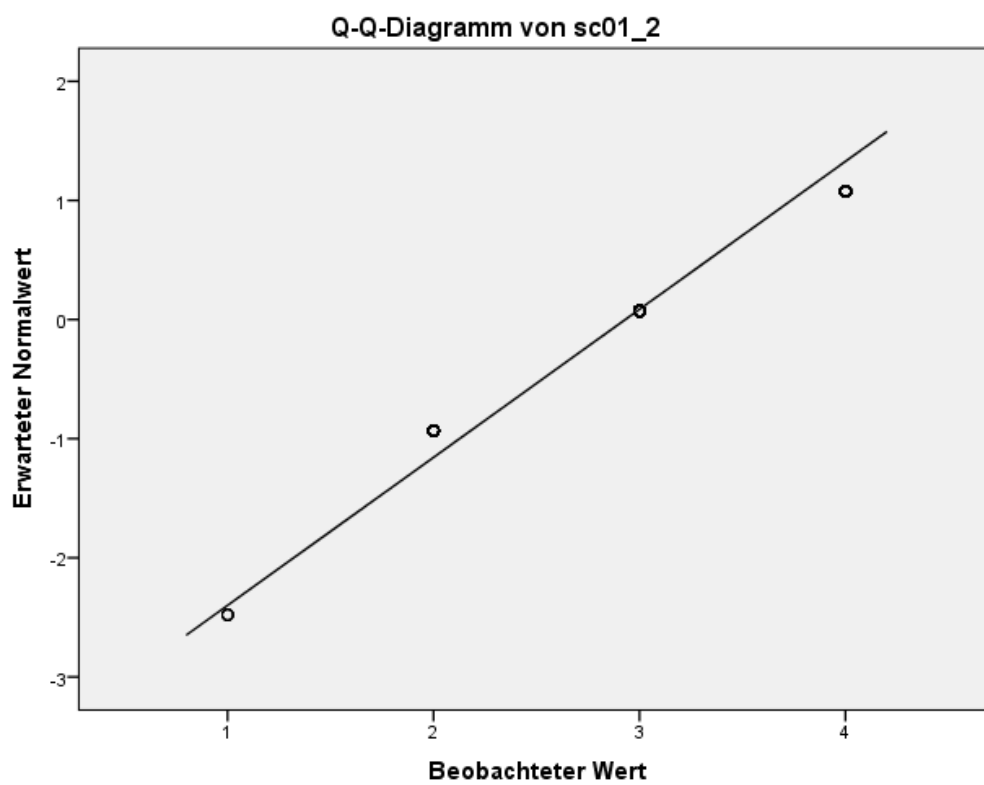
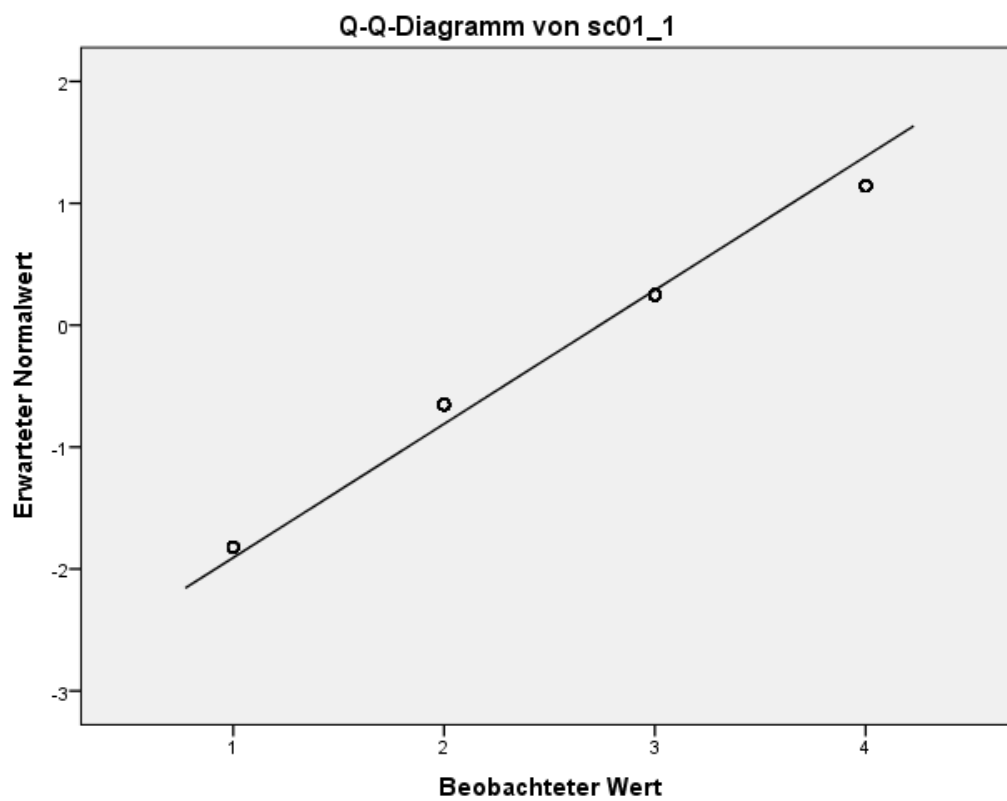
### 1. Topogramme der Abdomen-Region

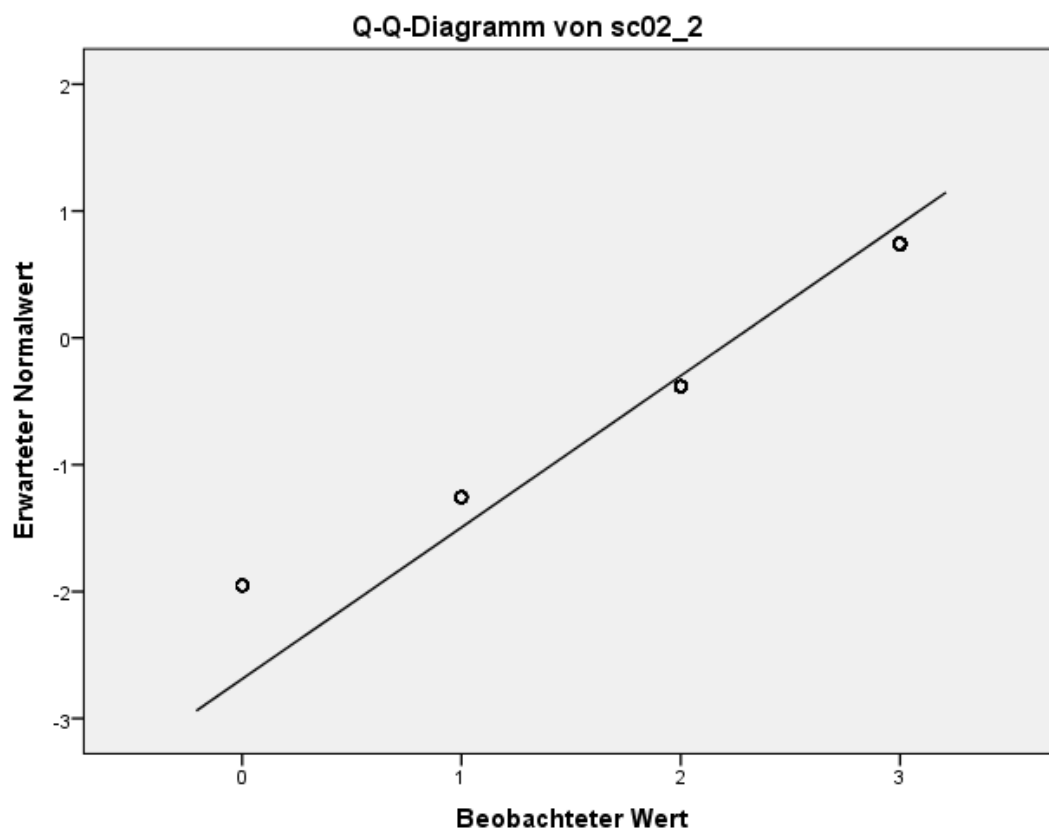
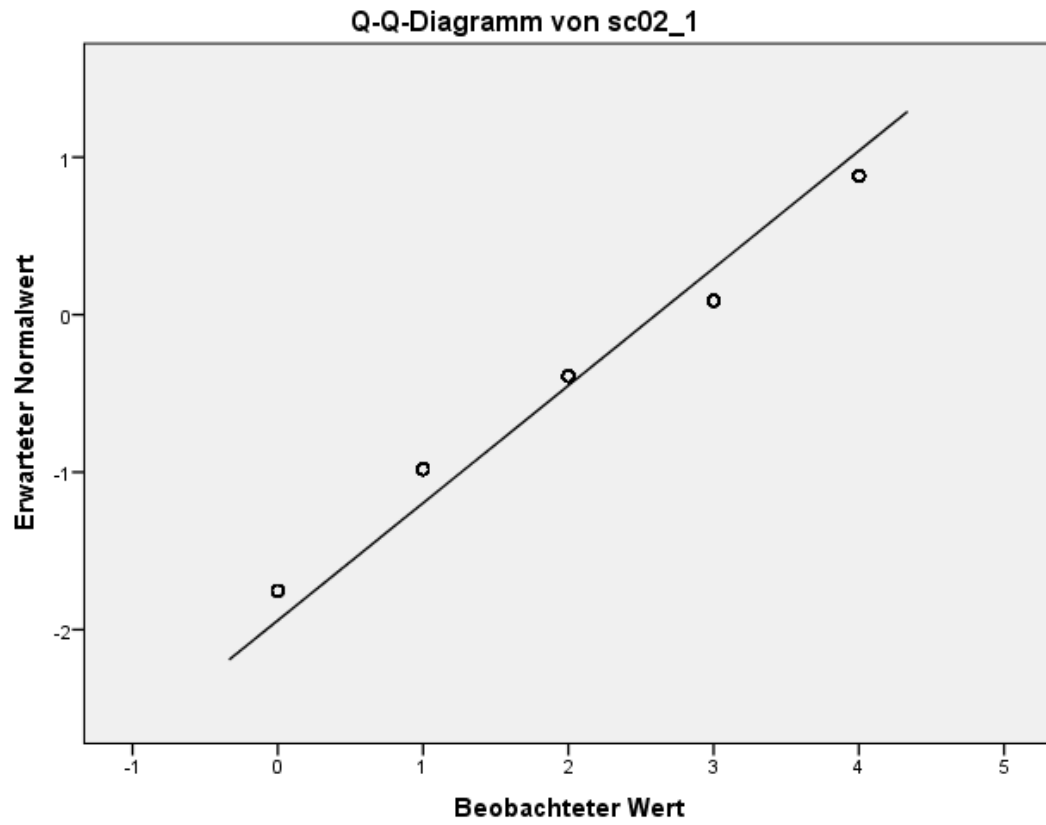


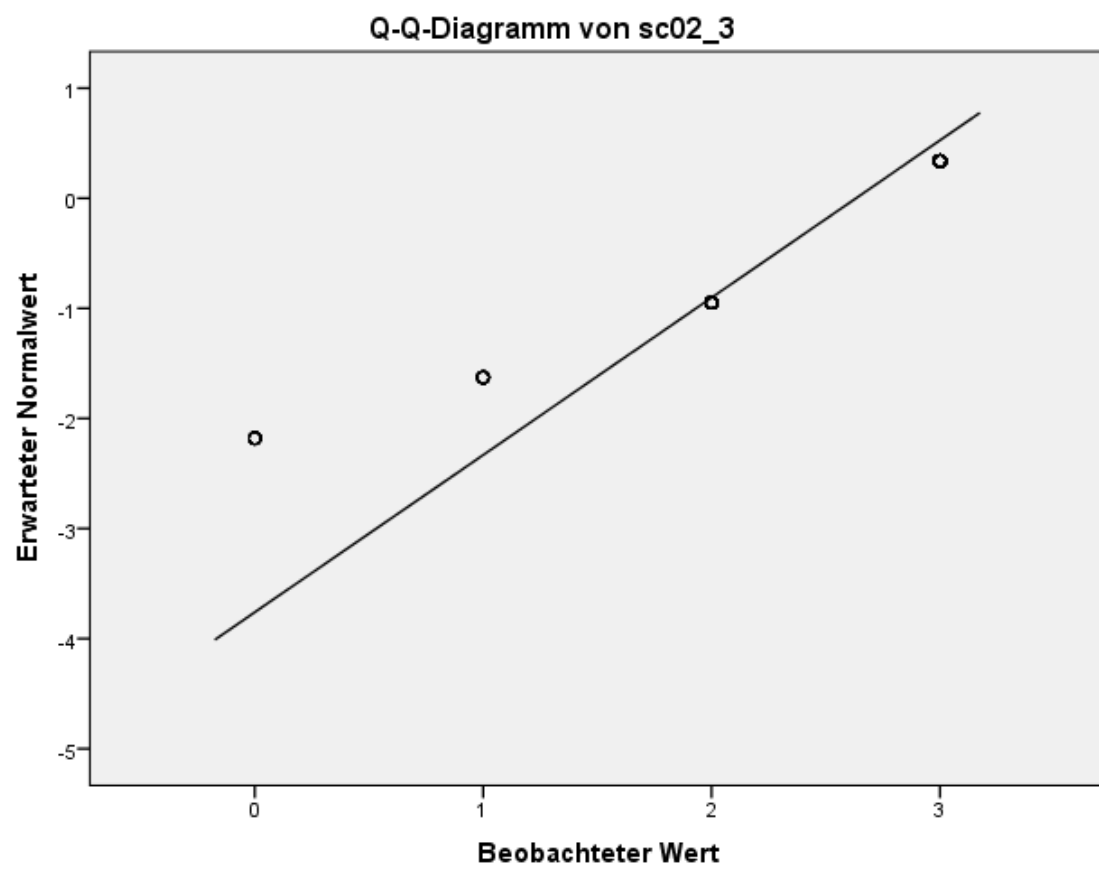




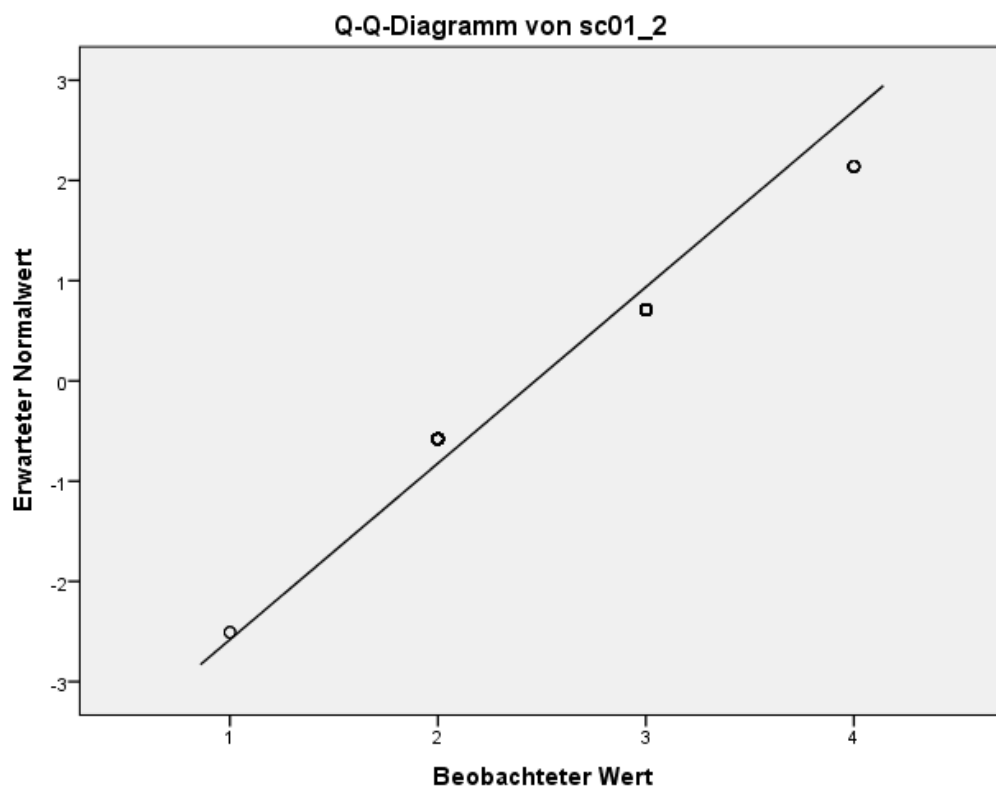
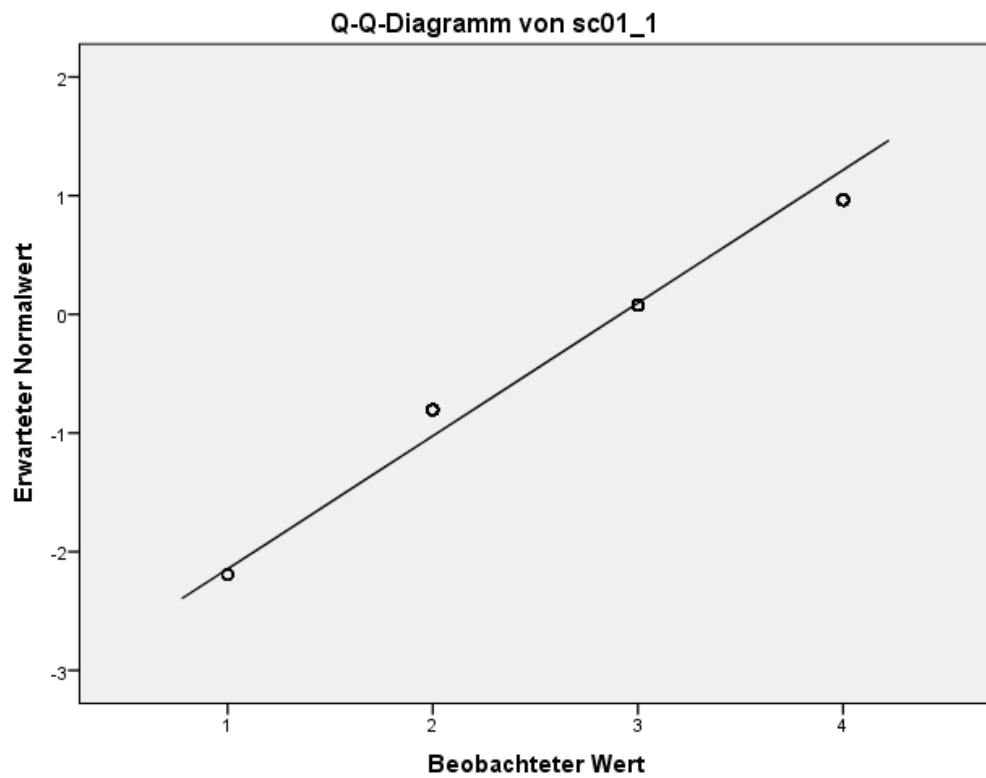
## 2. Topogramme der Thorax-Region



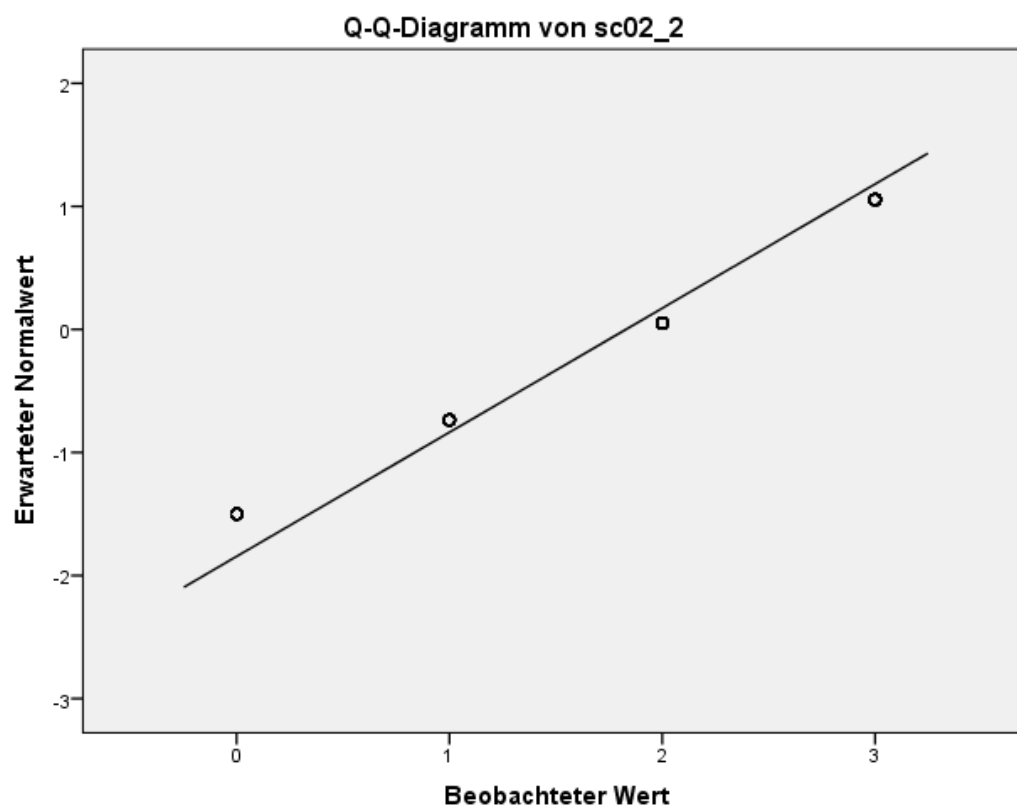
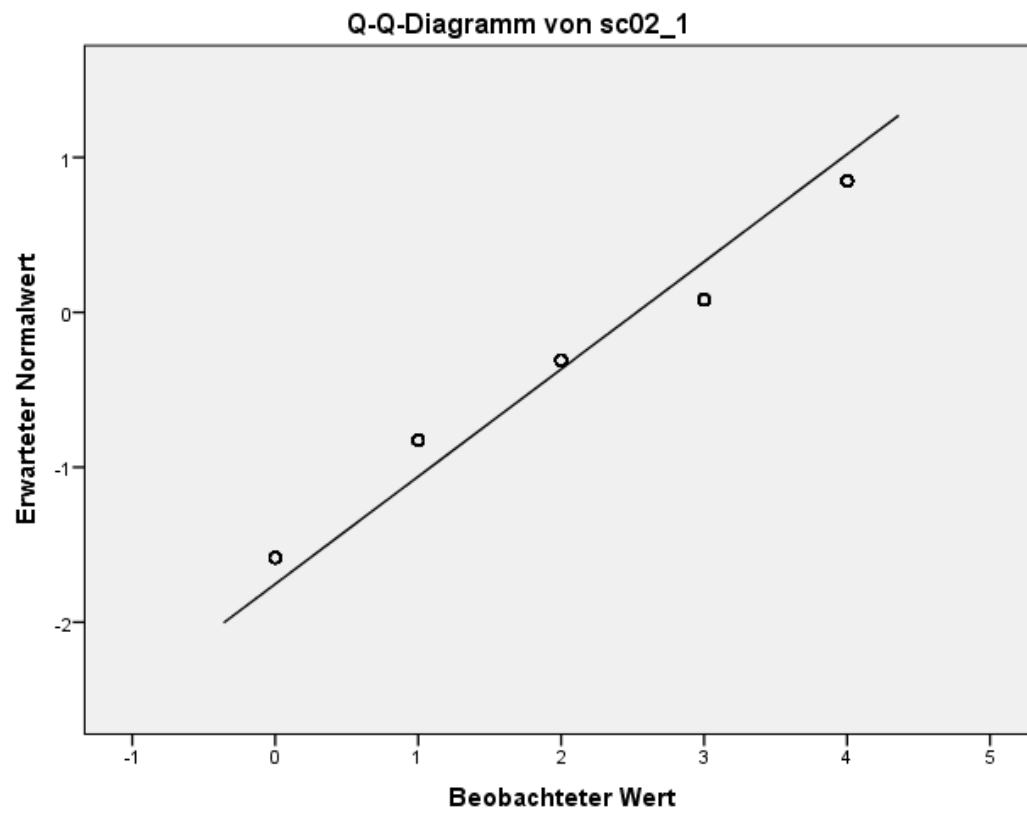


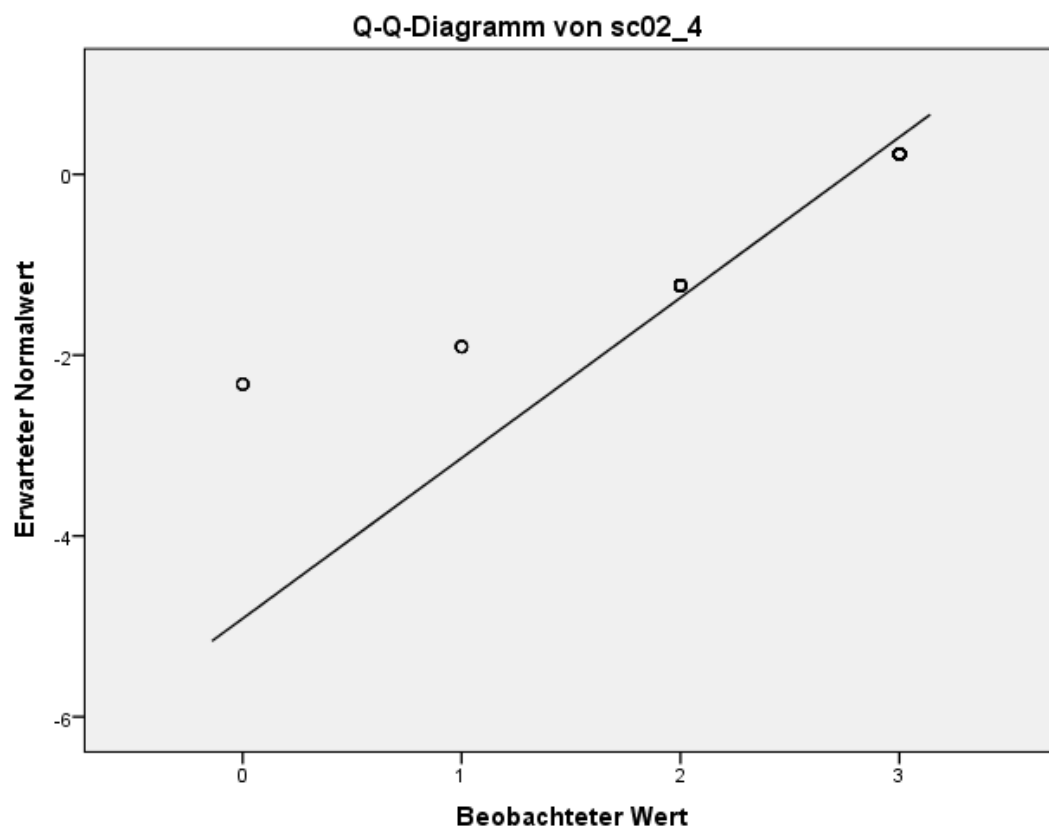
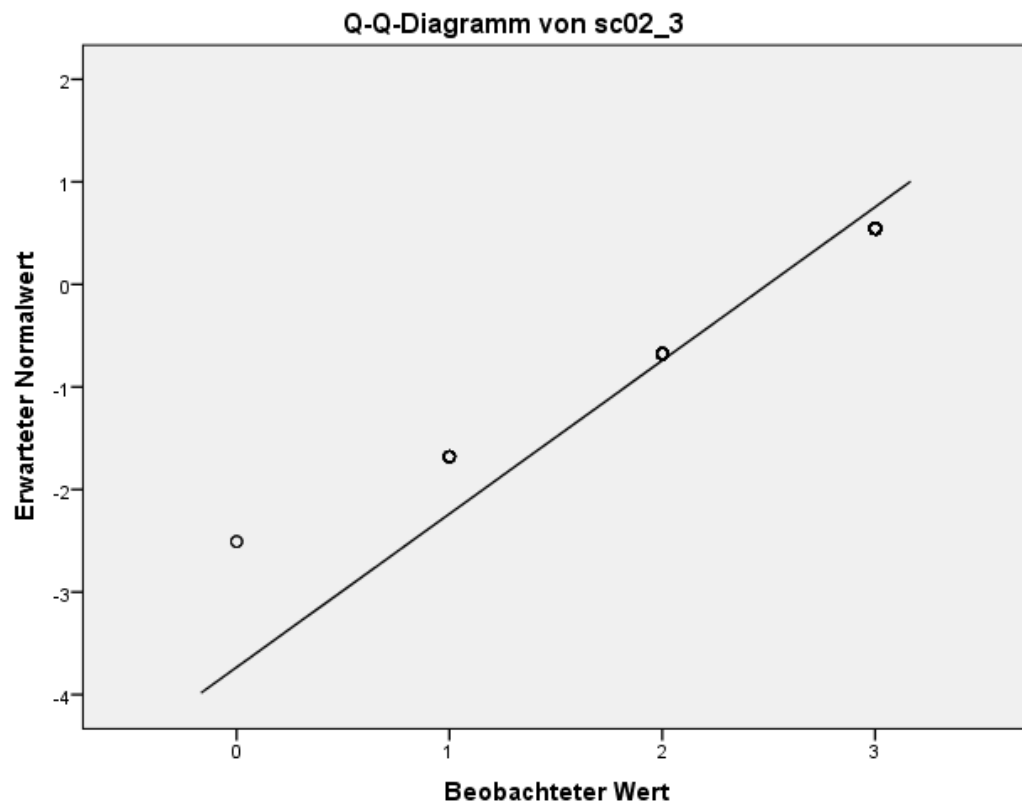


### 3. Topogramme der Thorax/Abdomen-Region

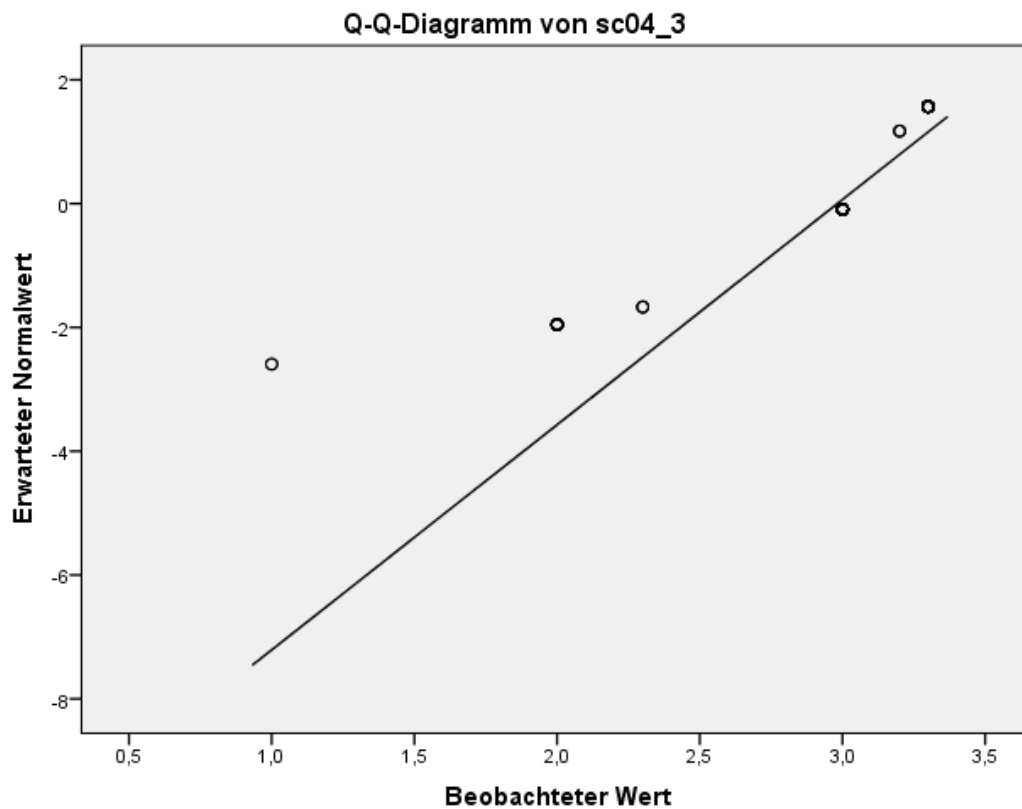




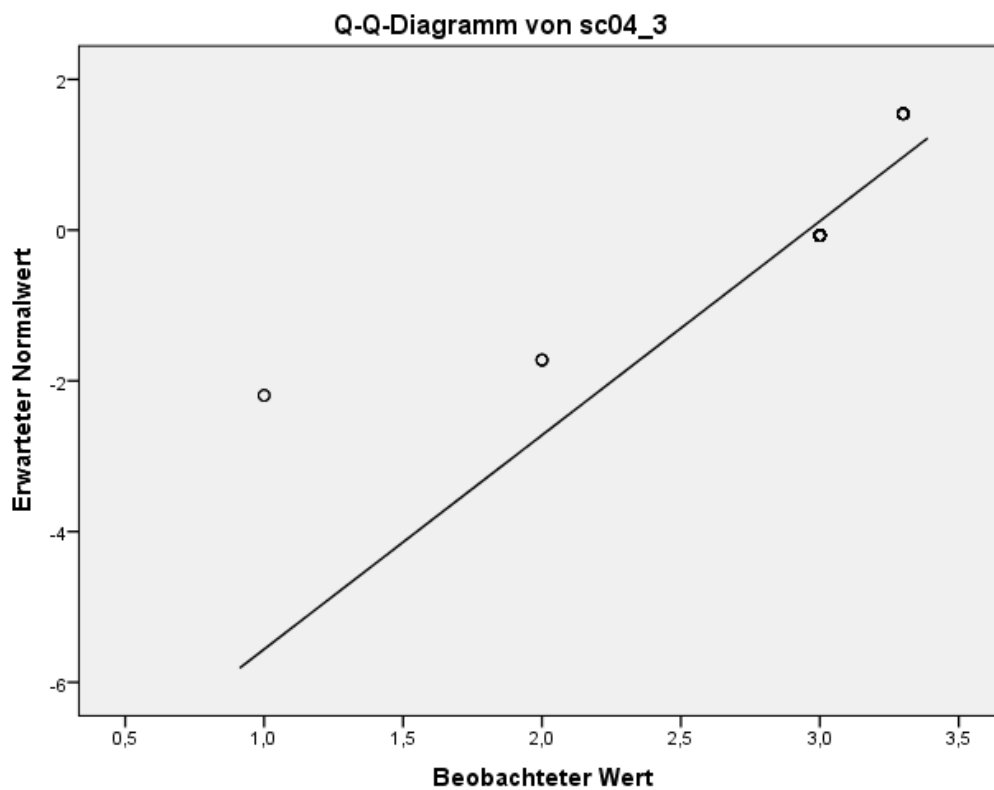




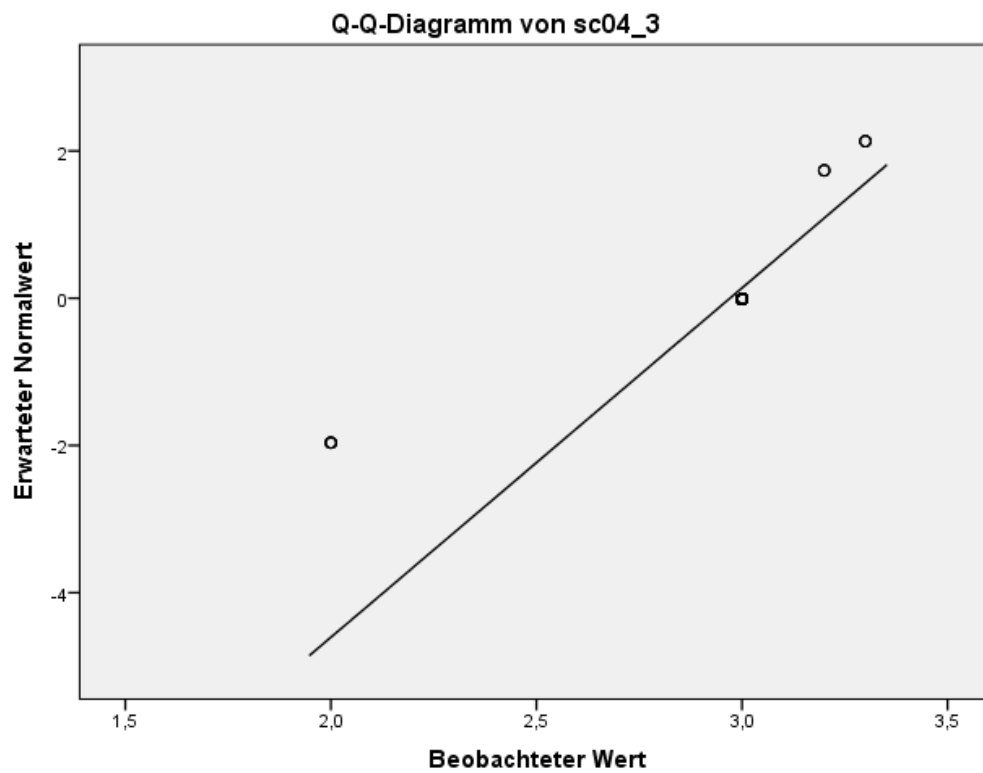
### Score zur Beurteilung der Fremdkörper: alle Körperregionen



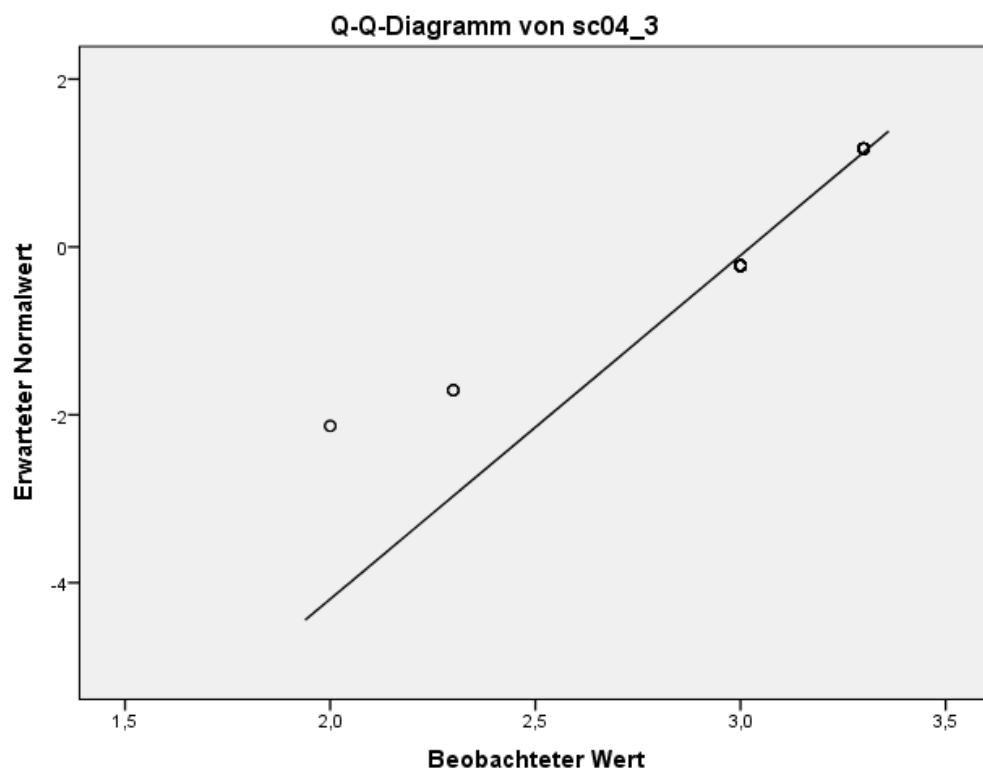
### Score zur Beurteilung der Fremdkörper: Abdomen



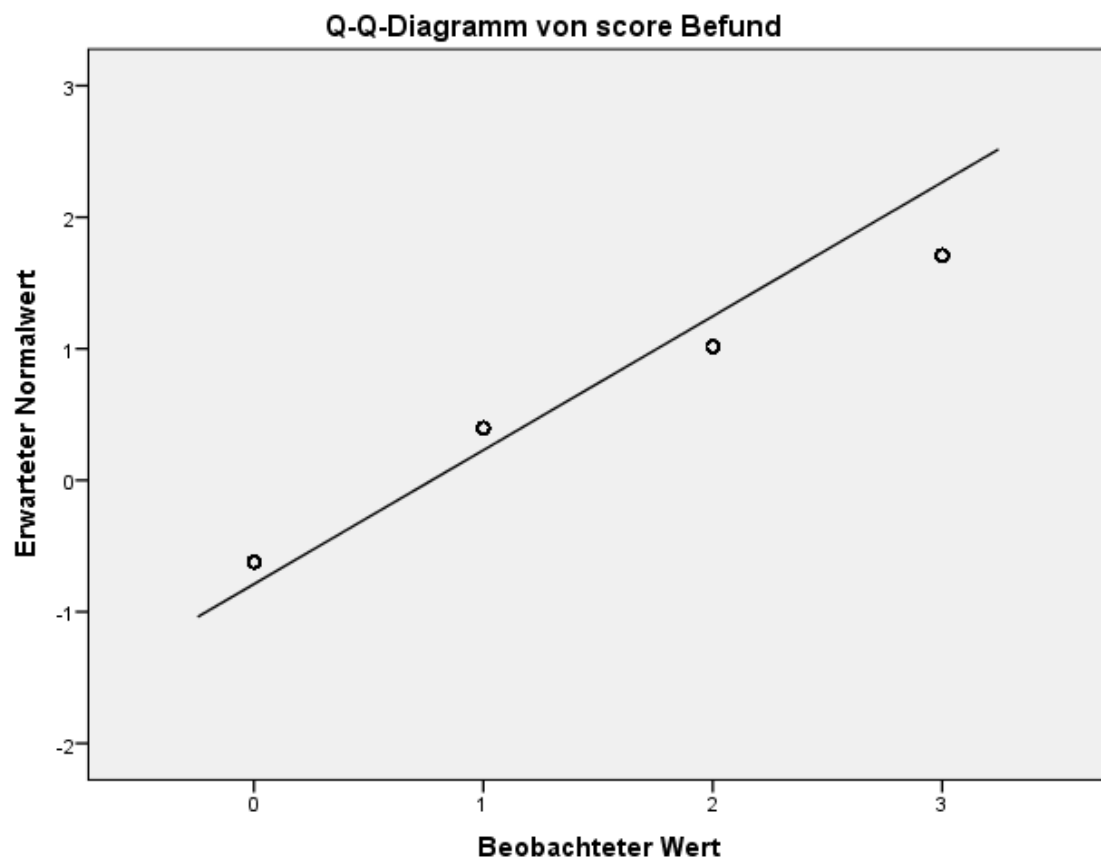
### Score zur Beurteilung der Fremdkörper: Thorax



### Score zur Beurteilung der Fremdkörper: Thorax/Abdomen



**Score-Punktwerte zur Bewertung der Sichtbarkeit der durch die entsprechende CT festgestellten Befunde:**



## Verzeichnis meiner akademischen Lehrer in Marburg

Adamkiewicz, Dr.  
Arenz, Dr.  
Arndt, Dr.  
Baranowski, Dr.  
Bartsch  
Baum, Prof Dr.  
Becker, Prof Dr.  
Bepler, Dr.  
Berger, Prof Dr.  
Bertoune, Dr.  
Best, PD Dr.  
Bette, Dr.  
Bien, Prof Dr.  
Brehm, Prof Dr.  
Brödje  
Burchert, Prof Dr.  
Carl, Dr.  
Cetin, Prof Dr.  
Czubayko, Prof Dr.  
Dannlowski, Prof Dr. Dr.  
Decher, Prof Dr.  
Del Rey, Prof Dr.  
Donner-Banzhoff, Prof Dr.  
Eckhardt, Dr.  
Efe, Dr.  
Eickmann, Dr.  
Engenhart-Cabillic, Prof. Dr.  
Fendrich, Prof. Dr.  
Feuser, Dr.  
Fritz, PD Dr.  
Fuchs-Winkelmann, Prof. Dr.  
Galambos, Dr.  
Garn, PD Dr.  
Götze, Dr.  
Gress, Prof. Dr.  
Grezechik, Prof. Dr.

Grosse, Prof. Dr.  
Grundmann, Dr.  
Haberhausen, Dr.  
Helwig-Rolig, Dr.  
Hertl, Prof. Dr.  
Herz, Prof. Dr.  
Heyse, Dr.  
Höffken, PD Dr.  
Hofmann, Prof. Dr.  
Hoyer, Prof. Dr.  
Hundt, Prof. Dr.  
Jerrentrup, Dr.  
Josephs, Dr.  
Kann, Prof Dr. Dr.  
Kappus, Dr.  
Kerwat, Dr.  
Kill, Prof. Dr.  
Kinscherf, Prof. Dr.  
Kircher, Prof. Dr.  
Knipper, PD Dr.  
König, Prof. Dr.  
Konrad, Prof. Dr.  
Koolmann, Prof. Dr.  
Krones, Dr.  
Kruse, Prof. Dr.  
Lill, Prof. Dr.  
Lohoff, Prof. Dr.  
Mahnken, Prof. Dr.  
Maier, Prof. Dr.  
Maisner, Prof. Dr.  
Moll, Prof. Dr.  
Möller, PD Dr.  
Mueller, Prof. Dr. Dr.  
Müller Bernd, Prof. Dr.  
Müller Rolf, Prof. Dr.  
Mutters, Prof. Dr.

Neubauer, Prof. Dr.  
Neumüller, Prof. Dr.  
Nimsky, Prof. Dr.  
Nockher, PD Dr.  
Oberkircher, Dr.  
Oberthür, Dr.  
Oertel, Prof. Dr.  
Oliver, Prof. Dr.  
Opitz, Dr.  
Ossendorf, Dr.  
Otero Vazquez, PD Dr.  
Pagenstecher, Prof Dr.  
Peterlein, PD Dr.  
Plant, Prof. Dr.  
Plöger, Dr.  
Preisig-Müller, PD Dr.  
Quint, Dr.  
Reese, PD Dr.  
Renz, Prof. Dr.  
Richter, Prof. Dr.  
Riera-Knorrenschild, Dr.  
Riße, Prof. Dr.  
Ritter  
Ritz, PD Dr.  
Rivera Gil, Dr.  
Roelcke, Prof. Dr.  
Rost, Dr.  
Ruchholtz, Prof. Dr.  
Sahmland, Prof. Dr.  
Schäfer, Dr.  
Schäfer, Prof. Dr.  
Schierl, Dr.  
Schneider, Prof. Dr.  
Schönbauer  
Schratt, Prof. Dr.  
Schüttler, Dr.  
Schütz, PD Dr.

Seifart, PD Dr.  
Seitz, Prof. Dr.  
Sekundo, Prof. Dr.  
Sevinc, Dr.  
Shams-Eldin, Dr.  
Sommer, PD Dr.  
Sprenger, Prof. Dr.  
Stahl, Dr.  
Steiniger, Prof. Dr.  
Steitz-Naumann, Dr.  
Stibane  
Stief, PD Dr.  
Strik, Prof. Dr.  
Subtil, Dr.  
Thieme, Prof. Dr.  
Thum, Dr.  
Thursar  
Timmesfeld, Prof. Dr.  
Toussaint, Dr.  
Vogelmeier, Prof. Dr.  
Vogt, Prof. Dr.  
Völlger, Dr.  
Vorwerk, PD Dr.  
Wagner, Prof. Dr.  
Wahl, PD Dr.  
Weber, Prof. Dr.  
Weihe, Prof. Dr.  
Weisser, PD Dr.  
Werner, Prof. Dr.  
Westermann, PD Dr.  
Wilhelm, Prof. Dr.  
Wittig, Prof. Dr.  
Wollmer, Dr.  
Wrocklage, Dr.  
Wulf, Prof. Dr.  
Zavorotnyy, Dr.

## **Danksagung**

Mein Dank gilt meiner Familie, insbesondere die Unterstützung bei der Erstellung der verwendeten Datenbanken durch meinen Vater Roland Hartnack war für die statistische Auswertung von außerordentlicher Bedeutung.

Weiterhin möchte ich Herrn Martin Sedlmair für erklärende Ausführungen bezüglich der technischen Aspekte der Erstellung von Topogrammen und der Firma Siemens für die Bereitstellung der in dieser Studie verwendeten Rekonstruktionskernels herzlich danken.

Zu guter Letzt danke ich meinem Doktorvater Prof. Dr. Andreas Mahnken für die allzeit freundliche Betreuung und die problemlose und unkomplizierte Kommunikation.